

Załącznik 2

AUTOREFERAT

Dr n. med. Wojciech Ryniewicz

*Katedra Protetyki Stomatologicznej Instytutu Stomatologii
Wydziału Lekarskiego Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum,
Kraków 2019*

Spis treści

1. Imię, nazwisko	3
2. Posiadane dyplomy	3
3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych	3
4. Wskazanie osiągnięcia wynikającego z art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki	4
Piśmiennictwo	32
5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo – badawczych.	37
6. Współpraca naukowa	51
7. Kierowanie międzynarodowymi i krajowymi projektami badawczymi oraz udział w takich projektach	52
8. Międzynarodowe i krajowe nagrody za działalność naukową	53
9. Osiągnięcia dydaktyczne i w zakresie popularyzacji nauki	54
10. Opieka naukowa nad studentami i lekarzami w toku specjalizacji	55
11. Recenzowanie publikacji w czasopismach międzynarodowych i krajowych	56
12. Udział w komitetach organizacyjnych międzynarodowych i krajowych konferencji naukowych	56
13. Inne osiągnięcia	58
14. Rekomendacja i poparcie	58

1. DR N. MED. WOJCIECH RYNIEWICZ

Katedra i Zakład Protetyki Stomatologicznej
Instytutu Stomatologii Wydziału Lekarskiego
Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum

2. POSIADANE DYPLOMY

1992 – świadectwo dojrzałości – X Liceum Ogólnokształcące im. Komisji Edukacji Narodowej w Krakowie,

1992 – studia na Wydziale Inżynierii Mechanicznej i Robotyki Akademii Górniczo – Hutniczej w Krakowie,

1998 – dyplom ukończenia studiów na Oddziale Stomatologii Wydziału Lekarskiego Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum w Krakowie w roku 1998.

2008 – tytuł doktora nauk medycznych Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum w Krakowie na podstawie rozprawy pod tytułem „Modelowanie i optymalizacja konstrukcyjna mostów protetycznych w bocznym odcinku żuchwy”, promotor prof. dr hab. S. W. Majewski – praca obroniona z wyróżnieniem,

2011 – specjalizacja w dziedzinie protetyka stomatologiczna,

3. INFORMACJE O DOTYCHCZASOWYM ZATRUDNIENIU W JEDNOSTKACH NAUKOWYCH

W trakcie stażu podyplomowego w maju 1999 roku rozpocząłem pracę w Uniwersyteckiej Klinice Stomatologicznej w Krakowie, natomiast po jego ukończeniu, we wrześniu w roku 1999, rozpocząłem pracę w Katedrze Protetyki Stomatologicznej Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum w Krakowie na stanowisku asystenta.

Obecnie zatrudniony jestem na stanowisku adiunkta w Katedrze i Zakładzie Protetyki Stomatologicznej Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum.

**4. WSKAZANIE OSIĄGNIĘCIA WYNIKAJĄCEGO Z ART. 16 UST. 2 USTAWY
Z DNIA 14 MARCA 2003 R. O STOPNIACH NAUKOWYCH I TYTULE
NAUKOWYM ORAZ O STOPNIACH I TYTULE W ZAKRESIE SZTUKI
(DZ. U. NR 65, POZ. 595 ZE ZM.):**

a) Tytuł osiągnięcia naukowego

Jednotematyczny cykl 5 publikacji pod tytułem:

**ZASTOSOWANIE TECHNOLOGII CYFROWYCH W PROJEKTOWANIU, WYTWARZANIU
I KONTROLI JAKOŚCI UZUPEŁNIEŃ DO REHABILITACJI UKŁADU STOMATOGNATYCZNEGO**

Łączna punktacja 5 prac stanowiących podstawę osiągnięcia wynosi **90 punktów MNiSW**,
a sumaryczny współczynnik **Impact Factor 5,218**.

b) Autor/autorzy, tytuł/tytuły publikacji, rok wydania, nazwa wydawnictwa

1. Ryniewicz Wojciech, Ryniewicz Anna M., Madej Tomasz, Wiśniewska Grażyna: Strength estimation of teeth reinforced with different types of post systems, Engineering Transactions, 2017, vol. 65, nr 1;

Punktacja MNiSW: 15.0,

2. Ryniewicz Wojciech, Ryniewicz Anna M., Bojko Łukasz, Pełka Piotr, Filipek Jolanta, Williams Stephen, Loster Bartłomiej W: Three-dimensional finite element simulation of intrusion of the maxillary central incisor, Biocybern. Biomed. Eng., 2016, vol. 36, nr 2, s. 385-390;

Impact Factor ISI: 1.031,

Punktacja MNiSW: 15.0,

3. Ryniewicz Anna, Bojko Łukasz, Ryniewicz Wojciech: Microstructural and micromechanical tests of titanium biomaterials intended for prosthetic reconstructions, Acta Bioeng. Biomech., 2016, vol. 18, nr 1, s. 121-127;

Impact Factor ISI: 0.914,

Punktacja MNiSW: 15.0,

4. Ryniewicz Wojciech I., Ryniewicz Anna, Wiśniewska Grażyna: The evaluation of the accuracy of shape imaging of prosthetic abutment, Acta Bioeng. Biomech., 2016, vol. 18, nr 2, s. 43-50;

Impact Factor ISI: 0.914,

Punktacja MNiSW: 15.0,

5. Ryniewicz Wojciech, Ryniewicz Anna M., Bojko Łukasz: The effect of a prosthetic crown's design on the accuracy of mapping an abutment teeth's shape, Measurement (Lond., Print), 2016, vol. 91, s. 620-627;

Impact Factor ISI: 2.359,

Punktacja MNiSW: 30.0,

c) Omówienie celu naukowego/artystycznego ww. pracy/prac i osiągniętych wyników wraz z omówieniem ich ewentualnego wykorzystania

Podstawowym wymogiem dla uzupełnień terapeutycznych układu stomatognatycznego (US) są takie procedury kliniczno – laboratoryjne, stosowane w warunkach indywidualnego pacjenta, które nie doprowadzają do urazowych przeciążeń okluzyjnych związanych z występowaniem stref wytężenia tkanek i konstrukcji wynikających ze zmienionej tymi uzupełnieniami biomechaniki narządu żucia. Dostępne są publikacje poruszające zagadnienia specjalnych rozwiązań kształtu konstrukcji oraz stosowania różnorodnych materiałów i technologii wraz z ogólnymi zaleceniami, wynikającymi z praktyki klinicznej, zasad wytrzymałości i biomechaniki. Jednak złożony charakter rekonstruowanego US powoduje, że stosowane w nim rozwiązania przyjmowane są zgodnie ze wskazaniami klinicznymi bez obiektywnej analizy obciążeń, szczególnie w warunkach dynamiki sił okluzyjnych podczas aktu żucia. W praktyce nie prowadzi się metrologicznej oceny jakości dopasowania i analizy niepewności wykonania kontaktowych powierzchni uzupełnienia decydujących o stabilizacji i retencji. Kontakt konstrukcji terapeutycznej z tkankami US jest przyczyną różnych reakcji, które mogą być inicjowane przez oddziaływania i procesy biologiczne, materiałowo – technologiczne lub mechaniczne i biomechaniczne. Szczelność i wytrzymałość odbudowy protetycznej zależy od wielu czynników, między innymi od rozległości konstrukcji, kształtu zastosowanego uzupełnienia, materiału i technologii

wykonania, dokładności na etapach wykonawstwa oraz dopasowania zapewniającego właściwą retencję i prawidłową okluzję. Pomimo wielu badań nie udało się dotychczas opracować i wykonać odbudowy, która nie ulegałaby uszkodzeniu, wzmacniała tkanki i na trwałe pozostawała z nimi zintegrowana.

Obserwacja przypadków klinicznych i niepowodzeń związanych z zaburzeniami biomechaniki US skłoniła mnie do działania w zakresie optymalizacji uzupełnień z wykorzystaniem technologii cyfrowych w etapach diagnozy, planowania leczenia, projektowania i wykonawstwa uzupełnienia jak również podczas kontroli jakości zrealizowanej rekonstrukcji.

Problemy, które przedstawiłem w publikacjach 1 – 5 obejmują nowoczesne procedury i technologie wykonawstwa uzupełnień realizowanych klinicznie, a równocześnie dokumentują naukowo obszar biomechaniki i metrologii dotyczący optymalizacji konstrukcji tych uzupełnień. Inspiracją do podjętych problemów były zdobyte doświadczenia w dotychczasowej pracy naukowej i klinicznej, w szczególności analiza biomechaniki US, która wskazuje że podstawowym zagadnieniem rzutującym na jakość kontaktu uzupełnienia z tkankami jest jego wytrzymałość doraźna i odległa (zmęczeniowa). W dużym stopniu uzależniona jest ona od precyzji i dokładności wykonania. Problem ten nabrał jeszcze większego znaczenia, gdy pojawiły się nowe technologie wykonawstwa uzupełnień, które należy ocenić nie tylko w badaniach odległych, ale na etapie projektowania i wytwarzania konstrukcji. Do realizacji postawionych celów zastosowałem trzy metody: metodę wirtualnej przestrzennej rekonstrukcji US na podstawie diagnostyki obrazowej, metodę elementów skończonych (MES), która umożliwia analizę kontaktu uzupełnienia z tkankami US i metodę oceny dokładności dopasowania.

W prezentowanym cyklu publikacji przedstawiłem zagadnienia, które pozwalają na:

- implementację rekonstrukcji i wizualizacji 3D oraz analizę MES stanu naprężeń w zębach odbudowanych wkładami koronowo – korzeniowymi i koroną protetyczną (**publikacja 1**),
- wykorzystanie diagnostyki wolumetrycznej (CBCT) do numerycznego modelowania MES intruzji zęba siecznego w szczęce z wykorzystaniem nowej konstrukcji zamka ortodontycznego (**publikacja 2**),
- identyfikację mikrostrukturalną i wytrzymałościową biomateriałów tytanowych na uzupełnienia protetyczne wytwarzane w procesach CAD/CAM (Computer Aided Design

/ Computer Aided Manufacturing) technologiami: frezowania i spiekania laserowego z selektywnych proszków metali (**publikacja 3**),

- ocenę dokładności i niepewności odwzorowania filarów protetycznych z zastosowaniem skanowania obiektów oraz numerycznego modelowania trójwymiarowego (**publikacja 4**),
- ocenę szczelności koron protetycznych wykonanych trzema metodami: technologią klasycznego odlewania, technologią frezowania w systemie CAD/CAM oraz technologią laserowego spiekania z selektywnych proszków metali w systemie CAD/CAM (**publikacja 5**).

Celem cyklu publikacji jest weryfikacja naukowa doświadczeń klinicznych z zastosowaniem technologii cyfrowych do oceny leczenia i tworzenia stomatologicznych uzupełnień terapeutycznych. Zastosowane technologie stanowią narzędzie do rozstrzygnięć w kwestii:

- wyboru konstrukcji i/lub biomateriału do wzmocnienia korzenia i odbudowy zrębu koronowego zęba po leczeniu endodontycznym,
- oceny planowanej terapii ortodontycznej,
- wyboru technologii do wykonania protez zębowych o optymalnych własnościach mikrostrukturalnych i mikromechanicznych oraz dokładności kształtowej.

W praktyce stomatologicznej pozostaje nadal nierozstrzygnięty problem zastosowania wkładów koronowo – korzeniowych po leczeniu endodontycznym, w celu wzmocnienia zębów wykorzystywanych do rehabilitacji protetycznej. W piśmiennictwie można znaleźć doniesienia, które mówią, że leczenie endodontyczne nie osłabia struktury zęba [1]. Autorzy uważają, że pod wieloma względami właściwości biomechaniczne zębów po leczeniu endodontycznym są takie same jak w przypadku zębów z żywą miazgą [2, 3]. Jednak częściej można spotkać doniesienia, które mówią że elementami decydującymi o osłabieniu zęba jest utrata tkanek twardych, zachodząca zarówno w wyniku procesów patologicznych, jak i samego leczenia endodontycznego [4, 5, 6], wskazują na dehydratację tkanek zębiny wskutek utraty krążenia miazgowego oraz zaburzenia struktur kolagenu [4, 7], zwracają uwagę na pogorszenie estetyki pozostałego szkliwa i zębiny [8].

Pomimo braku wystarczających dowodów naukowych, cechy biomechaniczne zębów po leczeniu endodontycznym, oceniane są przez większość lekarzy praktyków jako gorsze,

a z doświadczeń klinicznych wynika, że zęby takie są bardziej kruche i podatne na złamania lub pęknięcia. Dlatego też przeważający jest pogląd, że odbudowa zębów z wykorzystaniem wkładów koronowo – korzeniowych jest konieczna, a po prawidłowo przeprowadzonym leczeniu endodontycznym, zapewnia ona odpowiednie przeniesienie obciążeń okluzyjnych.

Już w roku 1746 Claude Mouton opisał koronę i wkład koronowo – korzeniowy ze złota osadzony w kanale korzeniowym. Do dziś stosowane są wkłady lane, wykonywane ze stopów metali (chromowo – kobaltowych, złotych, chromowo – niklowych czy srebro – palladowych). Rozwój nowoczesnych technologii materiałowych umożliwił wykonanie prefabrykowanych wkładów koronowo – korzeniowych. Uzupełnienia te są wykonywane z metali (stopy metali szlachetnych, stal nierdzewna, tytan oraz jego stopy), ceramiki (tlenku cyrkonu) oraz kompozytu wzmocnianego włóknem szklanym lub węglowym.

Jednakowoż często istnieje problem wyboru odpowiedniego wkładu z uwagi na wytrzymałość, metodę adhezji, zasady opracowania tkanek zęba, możliwość usunięcia wkładu, estetykę, biogodność oraz kliniczne aspekty trwałości uzupełnienia. Problem ten podjąłem w **publikacji 1**. Celem tej publikacji było porównanie i ocena zębów siecznych górnych przyśrodkowych odbudowanych wkładami koronowo – korzeniowymi indywidualnymi oraz prefabrykowanymi kompozytowymi wzmocnionymi włóknem szklanym z wykorzystaniem MES.

Materiałem badań były dwie grupy modeli numerycznych zębów. W grupie pierwszej zęby zostały wzmocnione wkładem koronowo – korzeniowym indywidualnym oraz koroną protetyczną. W grupie tej wkłady wykonane były z metalu – stopu CoCr oraz cyrkonu – ZrO₂ stabilizowanego itrem. W grupie drugiej zęby wzmocniono wkładami koronowo – korzeniowymi kompozytowymi z włóknem szklanym (FRC) oraz odbudowano materiałem kompozytowym i koroną protetyczną. We wszystkich modelach wirtualnych zamodelowano ozębną. Działanie sił w akcie żucia powoduje, że ząb wzmocniony wkładem koronowo – korzeniowym podlega naprężeniom złożonym. Składowa pionowa (wzdłuż osi długiej) obciąża ząb przede wszystkim na ściskanie. Dlatego też, aby zabezpieczyć ząb przed pęknięciem zwiększa się powierzchnię kontaktu – wykonuje się płaską powierzchnię nośną, a wkład fiksuje się w kanale cementem. Składowa pozioma siły żucia powoduje zginanie zęba – zginając zarówno ząb jak i wkład. Ściana wargowa zrębu korzeniowego może ulec wówczas odłamaniu. Ponadto ząb obciążony jest przez siły żucia na skręcanie. W przypadku zębów przednich siły te działają ze strony bocznej na brzeg sieczny. Zróżnicowane co do wartości i kierunku siły powodują generowanie naprężeń w zębach i okolicznych tkankach. Najistotniejszym zadaniem

wkładu jest równomierny i bezpieczny rozkład naprężeń. Wkład musi być wystarczająco wytrzymały, aby pochłaniać te naprężenia bez ryzyka wyłączenia tkanek, połączeń adhezyjnych oraz biomateriału. Modelowanie oraz analizę naprężeń i przemieszczeń przeprowadzono stosując oprogramowanie Femap NE/Nastran v.8.3. Do identyfikacji i oceny zastosowano hipotezę Hubera-Misesa-Hencky'ego (HMH) – w piśmiennictwie funkcjonuje również pod nazwą „von Mises” (vM) [9, 10, 11]. Podstawą oceny różnych rozwiązań konstrukcyjnych wkładów była analiza przestrzennego stanu wyłączenia konstrukcji uzupełnień oraz analiza przestrzennego stanu wyłączenia tkanek zębów i ozębnej. Wyłączenie jest miarą osiągnięcia stanu niebezpiecznego (odkształcenie trwałe, dekohezja lub przekroczenie fizjologicznej wydolności tkanek w strukturach biologicznych). W modelach rekonstruowanych zębów zadano kontakt bez przemieszczeń pomiędzy wkładem koronowo–korzeniowym, a tkankami zęba. Modele utwierdzono na ozębnej. Obciążenia o wartości 150N zadano na powierzchni podniebiennej za pomocą wektorów o kierunku wynikającym z analizy biomechanicznej i zwrocie do powierzchni zęba. Wprowadzono wartości modułów sprężystości i współczynników Poissona dla stosowanych materiałów i tkanek. Założono, że materiały użyte w modelu były izotropowe za wyjątkiem wkładów FRC, dla których zadano parametry anizotropowe [12, 13, 14]. Do oceny bezpieczeństwa odbudowywanego zęba w złożonym stanie obciążenia zastosowano pojęcie naprężenia zredukowanego. Naprężenie zredukowane, czyli zastępcze, wywołuje w jednoosiowym stanie naprężenia (w tkance rozciąganej lub ściskanej) takie samo wyłączenie, jak reprezentowany przez nie przypadek złożonego stanu naprężeń. Z analiz wynika, że mapy rozkładu naprężeń w strukturze zębów odbudowanych indywidualnymi wkładami koronowo-korzeniowymi z metalu oraz tlenku cyrkonu mają podobny charakter. Strefy naprężeń maksymalnych o wartości 5MPa występują w obu wkładach w części korzeniowej oraz w obszarze przejścia części korzeniowej w koronową, przy czym rozkłady naprężeń są bardziej równomierne w zębie odbudowanym wkładem koronowo – korzeniowym z tlenku cyrkonu niż wkładem metalowym. W koronach, w obu modelach, stwierdzono równomierne rozkłady naprężeń od 0 do 0,9 MPa w części wargowej (przedniej) oraz od 2 do 2,8 MPa w strefie brzegu dodziąsłowego. Taki rozkład naprężeń może stabilizująco wpływać na kontakt korony z odbudową zrębu korzeniowego oraz na jej kontakt ze stopniem [15]. W zębach odbudowanych wkładami indywidualnymi widoczny jest amortyzujący charakter ozębnej. W modelu zęba odbudowanego z zastosowaniem standardowego kompozytowego wkładu koronowo – korzeniowego

wzmocnionego włóknem strefy spiętrzenia naprężeń występują poza wkładem – w zębinie korzeniowej oraz w strefie kontaktu korony ze stopniem, szczególnie od strony podniebiennej narażonej na zginanie. Spiętrzenia naprężeń o wartości 4-5 MPa występujące obwodowo pogarszają obszar adhezyjnego kontaktu wkładu ze strukturami zęba oraz stabilizację korony. W tego typu wkładach występuje także pogorszenie warunków tłumienia obciążeń przez ozębną. Zęby odbudowane metalowymi i cyrkonowymi wkładami koronowo-korzeniowymi są bardziej odporne na złamania od wkładów z kompozytowych wzmocnionych włóknami szklanymi (FRC). Z tego powodu wkłady FRC są przeciwwskazane przy znacznych obciążeniach okluzyjnych. Złamania zębów odbudowanych z zastosowaniem FRC z reguły występują w szyjce zęba, w przeciwieństwie do źle rokujących złamań korzeni zębów z wkładami indywidualnymi metalowymi i cyrkonowymi (występujących wewnątrzkorzeniowo). Niszcząca siła wywołuje przeważnie uszkodzenie mniej wytrzymałej zębiny, nie wkładu, niezależnie od jego rodzaju.

Z doświadczeń klinicznych i analiz wytrzymałościowych wynika, że każdego pacjenta po leczeniu endodontycznym, gdzie wskazane jest zastosowanie wkładu koronowo-korzeniowego, należy traktować indywidualnie – analizując lokalizację zęba, stan zachowanych tkanek twardych, wielkość działających na ząb sił okluzyjnych, wymagania estetyczne związane z materiałem korony czy mostu, pod którymi będzie znajdował się wkład [12, 16, 17]. Uzyskane rozkłady naprężeń potwierdzają obserwacje kliniczne uszkodzeń zębów wzmocnionych różnego typu wkładami – np. złamania przyszyjkowe zębów zaopatrzonych wkładami z FRC. Włókna szklane powodują rozjaśnienie korzenia i zęba, w przeciwieństwie do wkładów metalowych, których nieprzepuszczalność dla światła często objawia się zaciemnieniem okolicy szyjki zęba. Korony oparte na indywidualnych wkładach metalowych oraz cyrkonowych są bardziej odporne na zniszczenie i charakteryzują się większą szczelnością niż korony oparte na standardowych wkładach kompozytowych z FRC [18, 19, 20]. Materiałem, który łączy w sobie estetykę i wytrzymałość jest tlenek cyrkonu stosowany w indywidualnych wkładach koronowo–korzeniowych [21].

Oryginalnym rozwiązaniem prezentowanym w **publikacji 1** jest uwzględnienie w modelu badawczym ozębnej. W ozębnej następuje amortyzacja przemieszczeń pochodzących od sił okluzji, a naprężenia stymulują kompresyjnie wyrostek zębodołowy w zakresie fizjologicznym. Obliczone wartości naprężeń w zębach odbudowanych z zastosowaniem badanych wkładów koronowo – korzeniowych wskazują, że nie zostały przekroczone dopuszczalne wartości

wytrzymałości na rozciąganie tkanek i biomateriałów. W związku z tym odbudowy w złożonym stanie obciążenia, nie ulegną zniszczeniu według założonego kryterium [22-30].

Wykorzystanie MES do oceny odbudowy zębów wzmocnionych wkładem koronowo-korzeniowym pozwala na właściwy dobór biomateriału i kształtu wkładu. Umożliwia na obiektywne wskazanie warunków przeniesienia obciążeń, rozkładów naprężeń i odkształceń zarówno w elemencie wzmacniającym jak również w odbudowywanym zębie i tkankach przyzębia. Taka procedura umożliwia właściwy dobór konstrukcji wkładu i sposobu odbudowy zrębu koronowego. Informuje lekarza o wystąpieniu ewentualnych węzłów urazowych przy zastosowaniu wkładu o określonej długości, średnicy, indywidualnego lub standardowego, wykonanego z materiału ceramicznego, metalowego lub kompozytowego z włóknem szklanym. Jeśli jest taka potrzeba procedura może być zrealizowana dla konkretnego przypadku klinicznego – połączona z modelowaniem na podstawie diagnostyki CBCT.

Zastosowanie technologii cyfrowych w ortodoncji umożliwia identyfikację wskazań biomechanicznych oraz przewidywanie skutków terapii [31-37]. Prawidłowo przeprowadzona symulacja musi spełniać szereg uwarunkowań, które z odpowiednią jakością odwzorowują sytuację w warunkach in vivo. W **publikacji 2** przedstawiłem symulację intruzji zęba siecznego szczęki z zastosowaniem zamka ortodontycznego Cannon Ultra. Wskazaniami do intruzji zębów siecznych jest obecność zgryzu głębokiego zębowo-wyrostkowego lub uśmiechu dziąsłowego. W przypadku zgryzu głębokiego objawia się to zwiększeniem pionowego zachodzenia zębów siecznych, a co za tym idzie nieprawidłowym kontaktem na tych zębach. Uśmiech dziąsłowy, czyli nadmierne eksponowanie dziąseł nad zębami w szczęce podczas uśmiechu jest wskazaniem estetycznym. Intruzja polega na wtłoczeniu zęba/zębów w głąb wyrostka zębodołowego w wyniku działania stałej, długo działającej siły. Nie prowadzi do zatopienia zębów w wyrostku, ale do zmiany wymiaru pionowego (skrócenia) również samego wyrostka. Obrazowanie diagnostyczne US wykonane metodą tomografii wiązki stożkowej oprócz oceny struktur anatomicznych posłużyło do przed zabiegowego planowania leczenia obejmującego analizę biomechaniczną tkanek narządu żucia [38].

Celem publikacji było przeprowadzenie symulacji numerycznej przeniesienia obciążeń intruzyjnych z łuku ortodontycznego, poprzez zamek na wyrostek zębodołowy. Analizowano naprężenia zredukowane i przemieszczenia wypadkowe w konstrukcji zamka, w połączeniu zamka i zęba siecznego szczęki, w tkankach zęba, w aparacie zawieszonym oraz w strefie

zębodołu. Rozkłady naprężeń i przemieszczeń umożliwiły wizualizację funkcji ozębnej i przybliżyły zjawiska biomechaniczne zachodzące w zębodole [39]. Prezentowana personalizowana metoda planowania zabiegu opiera się na modelach numerycznych uzyskanych na podstawie nowoczesnej diagnostyki obrazowej oraz na podstawie modelowania uwzględniającego struktury anatomiczne z odpowiednią jakością [33, 37, 40, 41].

Materiałem do badań było obrazowanie wykonane z wykorzystaniem CBCT struktur anatomicznych US pacjenta ze wskazaniem do leczenia ortodontycznego. Badanie zrealizowano przy pomocy aparatu Kodak K9000 z wysoką rozdzielczością (voxel o wielkości 0,076 mm) w standardzie dicom. Analizę obrazów wykonano z uwzględnieniem skali Hounsfielda. Do segmentacji struktur anatomicznych i rekonstrukcji trójwymiarowej wykorzystano oprogramowanie do analizy i przetwarzania obrazów medycznych 3D Doctor, NE/Nastran Femap Modeler, SolidWorks. Modelowanie przestrzenne obejmowało: rekonstrukcję geometryczną struktur twardych szczęki z rozróżnieniem na kość korową i gąbczastą oraz zęba siecznego z rozróżnieniem na szkliwo, zębinę i miążgę. Aparat więzadłowy zamodelowano jako warstwę o grubości 0,25 mm otaczającą korzeń zęba. Grubość ozębnej wyznaczono na podstawie pomiarów dokonanych na skanach tomograficznych. Według danych literaturowych wartość ta może oscylować w przedziale 0,1 do 0,4 mm [42, 43]. Ząb wraz z aparatem więzadłowym umieszczono w modelu szczęki. Do badań wykorzystano unikalny zamek ortodontyczny z dwoma slotami Cannon Ultra [44]. Slot krawężny zamka jest zgodny z kształtem większości zamków stosowanych we współczesnej ortodoncji jednak bez możliwości jego bezpośredniego wykorzystania do intruzji zęba. Drugi slot, skrzydłowy - umożliwia swobodny ruch łuku ortodontycznego oraz przechylenie zęba i może być wykorzystywany do intruzji zęba, na którym osadzono zamek. Do intruzji zastosowano symulację łuku intruzyjnego niklowo – tytanowego z prostymi ramionami. Łuk o okrągłym przekroju i średnicy 0,018”.

W procedurze numerycznej prowadzącej do symulacji i analizy globalnego modelu przestrzennego z wykorzystaniem oprogramowania Ansys uwzględniono następujące etapy: modelowanie bryłowe tkanek i konstrukcji terapeutycznej oraz ich podział na skończone elementy tetrahedralne, pozycjonowanie zamka zgodnie ze standardami klinicznymi, ustalenie kontaktu pomiędzy konstrukcją zamka a szkliwem powierzchni wargowej zęba, generowanie modelu, wprowadzenie wytrzymałościowych parametrów tkankowych

i materiałowych, wprowadzenie utwierdzeń i obciążeń, wyznaczenie map rozkładu naprężeń i przemieszczeń oraz analizę wytężenia tkanek i konstrukcji.

Do przyklejenia zamka ortodontycznego do powierzchni licowej zęba siecznego użyto stomatologicznego materiału złożonego dedykowanego temu celowi, po uprzednim wytrawieniu powierzchni szkliwa. Utworzono połączenie adhezyjne pomiędzy koroną zęba, a bruzdowaną podstawą zamka. Zamek wprowadzono w ten sposób, że w połączeniu zamka z koroną zęba narzucono kontakt bez przemieszczeń. Zadano parametry wytrzymałościowe tkanek i materiałów. Warunki brzegowe utwierdzeń modelu globalnego zadano na blaszce zbitej kości zębodołu. Aby zasymulować intruzję przyśrodkowego zęba siecznego szczęki do slotu skrzydłowego zamka przyłożono obciążenie terapeutyczne 0,15 N. Zastosowana procedura ortodontyczna ma charakter statyczny. Oddziaływanie biomechaniczne powoduje częściowe zwężenie przestrzeni między powierzchnią korzenia i kością zębodołu w strefie wargowej oraz poszerzenie szpary ozębnowej od strony podniebiennej. Analizując zjawisko biologicznie wartość przyłożonego obciążenia jest taka, że jego działanie nie powinno uszkodzić pęczka naczyniowo – nerwowego zęba leczonego. Zgodnie z zasadą funkcjonowania zamka, wektor siły był równoległy do osi zęba.

Obliczenia naprężeń zredukowanych i przemieszczeń wypadkowych dla odwzorowanego globalnego modelu numerycznego przeprowadzono w programie Ansys Workbench v.13. Na podstawie map rozkładu naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego można wskazać zróżnicowanie ich wartości, a mianowicie można wyróżnić następujące obszary: w szkliwie - 0,2 MPa, w zębnie - 0,2 MPa, w miazdze – 0,001 Pa, w aparacie zawieszeniowym 0,005 MPa, w strefie zębodołu 6,6 MPa, w kości korowej i gąbczastej szczęki 0,66 MPa. W wyznaczonej symulacji intruzji zęba stwierdzono równomierny rozkład naprężeń na kość wyrostka zębodołowego, co spowodowane jest obecnością aparatu więzadłowego, który tłumi siły przenoszone na otaczającą kość. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych wskazują mikroruchy o wartości w przedziale 0,012-0,015 mm zachodzące podczas terapeutycznego obciążenia zamka. Mikroruchy obejmują swoim zasięgiem strukturę zęba, aparat więzadłowy oraz kość wyrostka zębodołowego. Obszar korzenia i korony zęba od strony wargowej charakteryzuje się największymi przemieszczeniami – 15,3 μm , w środkowej strefie korony i korzenia – w zębnie 10 μm , w miazdze – 0,1 μm . Natomiast najmniejsze przemieszczenia zlokalizowane są w obszarze cementu korzeniowego, szkliwa i zębiny od strony podniebiennej – 2 μm . W aparacie

więzadłowym widoczne jest tłumienie przemieszczeń. Przeprowadzona symulacja miała na celu wyznaczenie map rozkładu naprężeń i przemieszczeń w modelu numerycznym szczęki z zębem siecznym poddanemu działaniu sił intruzyjnych. Wskutek wprowadzonych obciążeń terapeutycznych zęb powinien zmienić swoje położenie celem poprawy warunków okluzji. Terapia taka powoduje dodatkowe ciągłe statyczne obciążenia zęba, aparatu więzadłowego i tkanek przyzębia. Aby przyniosła ona pożądany skutek naciski kontaktowe oraz warunki ich przeniesienia muszą być odpowiednie. To znaczy, że wartości naprężeń i przemieszczeń muszą być zgodne z prawem Wolffa – nie mogą powodować wytężenia tkanek (szczególnie aparatu zawieszeniowego), ale nie mogą również powodować stref ciszy (stress shelding). Można podsumować, że tkanki muszą być stymulowane mechanicznie, aby mogły zachodzić w nich procesy fizjologiczne. Od strony w którą działała siła dochodzi do resorpcji kości, a z przeciwnej strony do jej apozycji [45, 46]. Przeciążenie może być sygnalizowane przez receptory aparatu więzadłowego bólem, a w skrajnych przypadkach może prowadzić do ankylozy i resorpcji korzenia zęba.

Wyznaczone wartości naprężeń i przemieszczeń przy zadanych obciążeniach, w warunkach leczonego pacjenta nie powodowały zjawiska przeciążenia (wytężenia) tkanek. W symulacji analizowano również naprężenia i przemieszczenia w konstrukcji zamka oraz w strefie jego mocowania. Struktury te nie były narażone na wytrzymałościowe zniszczenie, a nowa konstrukcja zamka jest funkcjonalna i prawidłowo realizuje zaplanowaną terapię [42, 47, 48]. Uzyskane wyniki obliczeń symulacyjnych należy uznać za wiarygodne, ponieważ właściwie sformułowano model fizyczny i matematyczny. Trójwymiarowy model struktur anatomicznych szczęki z rozróżnieniem na kość korową i gąbczastą, trójwymiarowy model zęba wraz z aparatem więzadłowym, trójwymiarowo zamodelowany zamek i ciągnio oraz zastosowanie elementów kontaktowych w obszarze mocowania zamka – wpływają na odpowiednią jakość symulacji. Modele anatomiczne zostały uzyskane oraz zrekonstruowane na podstawie CBCT, która dzięki technice obrazowania z wykorzystaniem elementów wolumetrycznych zapewnia dokładność wymiarową.

W publikacji 2 przedstawiłem modelowanie przestrzenne narządu żucia z wykorzystaniem obrazowania 3D CBCT, które pozwala wymiarowo i czynnościowo analizować jego struktury morfologiczne. Symulacje numeryczne stanu obciążenia wirtualnego modelu obejmującego struktury anatomiczne i konstrukcję terapeutyczną umożliwiają wizualizację rozkładów naprężeń i przemieszczeń oraz wskazanie ewentualnych stref przeciążenia lub niedociążenia,

które są istotne dla procesów fizjologicznych w tkankach oraz funkcjonalności zastosowanej konstrukcji. Wyznaczone rozkłady naprężeń i przemieszczeń wskazują, że w analizowanym leczeniu ortodontycznym tkanki stymulowane były terapeutycznie oraz że nie występowały strefy przeciążenia tkanek, co było skutkiem prawidłowej konstrukcji zamka, jego usytuowaniem na koronie zęba oraz prawidłową wartością siły obciążającej. Na podstawie tych badań można sformułować zalecenie, że analizy numeryczne MES są wskazane w klinicznych procedurach ortodontycznych ponieważ pozwalają przewidywać skutki i prezentować wyniki leczenia.

Powszechnie stosowaną technologią otrzymywania konstrukcji protetycznych na podbudowie metalu jest odlewanie precyzyjne (w atmosferze powietrza, w próżni lub w gazie obojętnym), które odbywa się metodą traconego wosku. W technologii tej korony i mosty o indywidualnych kształtach uzyskuje się na podstawie modeli woskowych, które kształtuje się na modelu roboczym łuku zębowego pacjenta. W kolejnych etapach wykonawstwa następuje proces wiązania masy ogniotrwałej, wypalenie wosku i zastąpienie go płynnym metalem w odlewaniu odśrodkowym lub ciśnieniowo – próżniowym. Coraz szersze zastosowanie znajdują technologie oparte na systemach Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM). W większości polegają one na realizacji wspomaganych cyfrowo trzech etapów: skanowania i odwzorowania kształtu opracowanego filara zębowego lub ubytku i projektowania uzupełnienia (CAD) oraz wykonanie zaprojektowanej konstrukcji w automatycznie sterowanym i zaprogramowanym procesie (CAM). Projektowanie wirtualnej konstrukcji polega na wskazaniu grubości, zasięgu, wymiaru, kształtu i rzeźby powierzchni żującej. Dane te zostają przesłane do systemu wytwarzającego. Proces wykonania konstrukcji w systemie CAM od roku 2001 polegał na obróbce ubytkowej frezowaniem. Z fabrycznego metalowego bloczka w sterowanej frezarce przy intensywnym chłodzeniu wykonywana jest podbudowa korony lub mostu. Bloczki powinny mieć jednorodną mikrostrukturę i parametry wytrzymałościowe, które są bardziej stabilne niż w procesie odlewania. W tej technologii, w przypadku konstrukcji tytanowych następuje bardzo duże zużycie frezów, a drgania w trakcie obróbki mogą wpływać na dokładność odwzorowania kształtu. Występuje również duży odpad materiału w postaci wiórów, które są zmienione cieplnie i nie nadają się do dalszego wykorzystania. Alternatywą dla metod opartych na cyfrowym frezowaniu jest obecnie technologia Selective Laser Sintering (SLS), w tym Direct Metal Laser Sintering (DMLS) [53, 54,

55, 56, 57]. Z wykorzystaniem tej technologii można zrealizować wykonanie konstrukcji stałej w CAD/CAM. Etap CAD polega na wirtualnym projektowaniu. Na etapie CAM podbudowa metalowa jest wytwarzana poprzez spiekanie wiązką lasera odpowiednio przygotowanych proszków metali. W urządzeniach dedykowanych pracom stomatologicznym na platformę roboczą nanoszona jest warstwa proszku o grubości 0,02 mm, a następnie wiązka lasera jest prowadzona po powierzchni proszku zgodnie z przestrzenną bitmapą będąca wirtualnym zapisem tworzonej podbudowy.

Ze względu na możliwość zastosowania technologii cyfrowych w wykonawstwie uzupełnień do rehabilitacji US postanowiłem ocenić ich jakość w zakresie uzyskiwanej mikrostruktury i właściwości mikromechanicznych tytanu i jego stopu, które przekładają się na parametry wytrzymałościowe konstrukcji (**publikacja 3**). Celem publikacji była identyfikacja strukturalna i wyznaczenie parametrów wytrzymałościowych tytanu i stopów tytanu przeznaczonych na podbudowy konstrukcji protetycznych wykonanych w procedurze CAD/CAM, a uzyskiwanych w dwóch różnych technologiach:

- w technologii frezowaniem poprzedzonej obróbką cieplną i przeróbką plastyczną,
- w technologii laserowego przyrostowego spiekania z selektywnych proszków metali.

Materiałem badań były próbki z czystego technicznie tytanu gatunek 2 i ze stopu Ti6Al4V przeznaczone do wykonawstwa protetycznych konstrukcji stomatologicznych w procedurze CAD/CAM. Do grupy badawczej zaliczono próbki wykonane z commercially pure titanium (Ticp) o oznaczeniu Everest T Blank (KaVo Dental GmbH, Biberach/ Riß, Germany) przeznaczonego do procedury CAD/CAM w systemie Kavo-Everest oraz próbki ze stopu Ti6Al4V o nazwie EOS Titanium 64 (Electro Optical System GmbH, München, Germany) -Ti64 wykonane technologią DMLS. Z obu materiałów wykonano prostopadłościany o wymiarach 15mm x 5mm x 2mm. Próbki Ticp utworzono w procesie cięcia fabrycznych kształtek wyprodukowanych w formie walców i bloczków, a próbki Ti64 utworzono przez cięcie bloczków po procesie przyrostowego spiekania z selektywnych proszków w urządzeniu Eosint M 270. Analizy strukturalne przeprowadzono na wyszlifowanych, wypolerowanych i wytrawionych zgładach. W tym celu próbki inkludowano w żywicy i poddano je procesowi polerowania w urządzeniu Struers TegraForce-5, na którym za pomocą zaprogramowanych operacji osiągnięto warstwę wierzchnią próbek wymaganą do badań mikrostrukturalnych. Kolejnym etapem było trawienie próbek w roztworze 10% HF o składzie: 10ml HNO₃ +20ml HF + 20ml gliceryny. Badania mikrostrukturalne Ticp i Ti64 zrealizowano z wykorzystaniem

mikroskopu optycznego firmy Nikon Eclipse ME 600 z cyfrowym zapisem obrazu oraz mikroskopu skaningowego firmy Joel JSM 5510LV z przystawką do analizy energii promieniowania rentgenowskiego IXRF System 500 Digital Processing. Przystawka umożliwiła jakościowe i ilościowe określenie składu chemicznego w postaci rozkładu powierzchniowego i punktowego. Pomiary twardości metodą Vickersa przeprowadzono z wykorzystaniem urządzenia Instron Wolpert Testor 2100. Badanie polegało na wciśnięciu diamentowego wgłębnika w badaną próbkę z obciążeniem 1,961N, przy określonej prędkości obciążania i odciążania. Czas utrzymania maksymalnego obciążenia wynosił 10s. Na podstawie pomiarów przekątnych odcisków wyznaczono twardość Vickersa. Badanie przeprowadzono według znormalizowanej procedury [58]. Badania właściwości mikromechanicznych, które obejmowały pomiary mikrotwardości i modułu Younga przeprowadzono na urządzeniu Micro Combi Tester firmy CSEM Instruments. Wyznaczono je na podstawie wgłębnikowania próbki z wykorzystaniem penetratora diamentowego w kształcie ostrosłupa prawidłowego o podstawie kwadratu. W pomiarach w sposób ciągły rejestrowano wartości siły i głębokości penetracji ostrza w cyklu obciążania i odciążania. Maksymalna wartość obciążenia wynosiła 200mN, prędkość obciążania i odciążania wynosiła 400mN/min, a czas utrzymania maksymalnego obciążenia – 5s. Układ pozycjonowania próbki z dokładnością 1 μ m umożliwił ustalenie miejsca wprowadzenia wgłębnika oraz losowy wybór tego obszaru. Dokładność pomiaru siły obciążającej wgłębnik wynosiła 0,15mN, a dokładność pomiaru głębokości penetracji 0,3nm. Dla każdego cyklu wyznaczane były zależności obciążenia wgłębnika w funkcji głębokości penetracji. Analiza właściwości mikromechanicznych oparta była o metodę Oliver'a i Pharr'a zgodnie, z którą mikrotwardość (HV) i moduł sprężystości badanego materiału (E) obliczano z krzywej wgłębnikowania. Wyniki badań tytanu Ticp oraz stopu Ti64 zrealizowanych na mikroskopie optycznym Nikon Eclipse ME 600 stanowiły obrazy mikrostruktury wykonane przy różnych powiększeniach. W opracowaniu przedstawiono reprezentatywne obrazy Ticp i stopu Ti64 w tym samym powiększeniu. Zaobserwowano, że Ticp z technologii frezowania posiadał jednofazową ziarnistą mikrostrukturę. Średnie wielkości ziaren w przekroju poprzecznym i wzdłużnym były zbliżone i wynosiły 20 μ m. Stop Ti64 ze spiekania laserowego miał dwufazową, drobnoziarnistą mikrostrukturę o charakterze iglasto-płytkowym. Na podstawie przeprowadzonych badań z wykorzystaniem mikroskopii optycznej w obu biomateriałach nie zaobserwowano występowania nieciągłości. Wyniki badań skaningowych Ticp oraz stopu Ti64 obejmowały obrazy SEM wykonane z wykorzystaniem

mikroskopu Joel JSM 5510LV, a także analizy składu chemicznego w mikroobszarach oraz w wybranych losowo punktach tych mikroobszarów, z wykorzystaniem przystawki EDS. Tytan Ticp posiada strukturę jednofazową. Ziarna mają zbliżone wielkości. Na ziarnach tytanu widoczny jest martenzyt iglasty. Struktura stopu dwufazowego Ti64 składa się z osnowy β oraz wydzieleń fazy α , w kształcie wydłużonych igieł. Wykorzystując przystawkę EDS dokonano analizy składu chemicznego dla obu badanych biomateriałów. Twardość Vickersa na urządzeniu Instron Wolpert Testor 2100 wyznaczono jako średnią z 30 prób. Wyniki badań mikromechanicznych: mikrotwardości i modułu Younga - na urządzeniu MCT wyznaczano jako średnią z 30 pomiarów dla każdej próbki.

Statystyczną ocenę badań określono na podstawie analizy wariancji. Testem Shapiro Wilka sprawdzono charakter rozkładu wyników pomiaru zgodnie z teorią Gaussa. Rozrzut wyników określono poprzez wyznaczenie niepewności pomiaru. Niepewność standardową obliczono metodą A ze statystycznie określonej wariancji [59].

Badania mikrostrukturalne technicznie czystego tytanu Ticp grade-2 wykazały, że materiał ten posiada jednorodną, ziarnistą i jednofazową strukturę, co potwierdzają wyniki uzyskane przez innych autorów [60]. Wielkość ziaren była zbliżona i wynosiła 20 μm . Ziarna charakteryzowały się dobrym przyleganiem do siebie, rozrostem i regularnością kształtu. Podczas obserwacji w obszarze ziaren stwierdzono obecność martenzytu iglastego, który prawdopodobnie powstał podczas obróbki cieplnej. Proces obróbki cieplnej kształtek z Ticp nie jest znany, ponieważ stanowi tajemnicę handlową producenta. Analizy składu chemicznego wykonane w wybranym mikroobszarze oraz w punktach potwierdziły, iż badany materiał to technicznie czysty tytan. Na podstawie badań mikrostrukturalnych stopu Ti64, który powstał dzięki technologii DMLS można wnioskować, że materiał ten złożony z tytanu, aluminium i wanadu posiada jednorodną budowę dwufazową o charakterze iglasto-płytkowym, złożoną z osnowy fazy β i wydzieleń fazy α o kształcie wydłużonych, różnie zorientowanych igieł. W dwufazowym stopie Ti64 występują dwa najważniejsze pierwiastki stabilizujące fazę α oraz fazę β . Aluminium dobrze rozpuszcza się w roztworze stałym α , stabilizuje i umacnia roztworowo fazę α oraz powoduje wzrost wytrzymałości. Równocześnie obniża gęstość stopu oraz zwiększa stabilność cieplną fazy β . Wanad, należący do pierwiastków izomorficznych, stabilizuje fazę β oraz wpływa na obniżenie przemiany alotropowej $\text{Ti}_\alpha \leftrightarrow \text{Ti}_\beta$. Mikrostruktura stopu Ti64 jest złożona z mieszaniny faz α i β [61]. Podobny profil badań dla stopów tytanu w aplikacjach medycznych zrealizowany został przez Chlebus i in. [62]. Analiza pierwiastkowa stopu Ti64 potwierdziła

obecność takich pierwiastków jak: tytan, aluminium i wanad. W wytypowanych losowo punktach można stwierdzić, że nie ma rozrzutów procentowych metali tworzących stop. Mikrostruktura materiału po spiekaniu wykazuje jednorodność składu chemicznego oraz brak porowatości. Problemem mikrostruktury powstałej w wyniku spiekania proszków metali zajmowało się wielu autorów [63, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70]. Charakter płytkowy mikrostruktury stopu Ti64 został potwierdzony przez Ramosoou et al. [71] i Yadroitsev'a et al. [70]. Dwufazowa mikrostruktura Ti64 ze spiekania laserowego została również zidentyfikowana przez Rafi et al. [67] oraz Vranken et al. [69]. Rafi za pomocą mikrogramów optycznych przedstawił mikrostrukturę stopu Ti64, która składa się głównie z fazy α i niewielkiej ilości fazy β w ciągu wcześniejszych kolumnowych ziaren β zorientowanych wzdłuż kierunku konstrukcji. Faza α posiada płytkową morfologię z fazą β w okolicy płytkowej granicy fazy α .

Podbudowy konstrukcji protetycznych typu korony lub mosty muszą posiadać właściwości wytrzymałościowe, które zapewniają przeniesienie obciążeń okluzyjnych, spełniać warunek wysokiej wytrzymałości zmęczeniowej, odporności na korozję, wysokiej gęstości oraz charakteryzować się niskim modułem Younga, który gwarantuje optymalizację kontaktu uzupełnienia z tkankami twardymi US [72]. O wyżej wymienionych cechach decyduje mikrostruktura biomateriałów, z której wykonane są stałe konstrukcje protetyczne.

Badania mikrostruktury Ticp i Ti64 potwierdziły, że w aspekcie wykorzystania tych biomateriałów na podbudowy protetyczne lepszym materiałem będzie selektywnie spiekany stop. Posiada on strukturę dwufazową o różnej orientacji drobnych ziaren. Taka struktura w porównaniu do jednofazowej ziarnistej struktury Ticp będzie korzystniejsza wytrzymałościowo w konstrukcjach protetycznych, które muszą posiadać cienką ściankę i stopień w strefie przydziąsłowej. Po zakończeniu procesu spiekania nadmiary niewykorzystanego proszku mogą zostać użyte w kolejnym cyklu produkcyjnym. Obniża to koszty produkcji i minimalizuje proces recyklingu odpadów w porównaniu do technologii frezowania. Na podstawie przeprowadzonych badań mikromechanicznych metodą Vickersa i metodą Oliver'a i Pharr'a można stwierdzić, że stopy tytanu Ti6Al4V osiągają znacznie wyższe wartości mikrotwardości niż czysty tytan. Stop Ti6Al4V w obu metodach badania wykazał ponad 2-krotnie wyższą mikrotwardość niż Ticp. W badaniach współczynnika sprężystości wzdłużnej stop tytanu uzyskany z technologii DMLS posiadał niższą wartość modułu Younga niż tytan z procesów obróbki cieplnej i plastycznej przeznaczony do obróbki ubytkowej

metodą frezowania w systemie Kavo Everest. Może to stanowić wskazanie do wykorzystania technologii DMLS na podbudowy konstrukcji protetycznych. Dzięki zbliżeniu wartości modułu sprężystości materiału do modułu sprężystości tkanek twardych uzyskuje się bardziej optymalne przeniesienie obciążeń kontaktowych z konstrukcji terapeutycznej na tkanki układu stomatognatycznego [73, 74, 75, 76]. Takie zjawisko stymuluje procesy fizjologiczne w tkance twardej, która współpracuje z konstrukcją terapeutyczną. Ze względu na kryteria sztywności w stosunku do struktur kostnych i tkanek twardych zębów można zauważyć, że stop Ti6Al4V z technologii DMLS jest materiałem lepszym od czystego tytanu. Nie wymaga etapu obróbki ubytkowej, w której występują drgania i zużywanie się frezów, co jest wynikiem namazywania się tytanu podczas skrawania. W konsekwencji może to prowadzić do niedokładności w wykonaniu konstrukcji protetycznej.

W badaniach biomateriałów Ti6Al4V i Ti64 z wykorzystaniem mikroskopii optycznej i skaningowej stwierdzono jednorodną, jednofazową ziarnistą mikrostrukturę dla tytanu przeznaczonego do frezowania w systemie KaVo Everest oraz jednorodną, dwufazową, drobnoziarnistą strukturę dla stopu Ti64 uzyskanego przez przyrostowe, selektywne spiekanie laserowe proszków metali. W badaniach mikrotwardości można zauważyć znaczne różnice dla próbek wykonanych z czystego technicznie tytanu do obróbki ubytkowej i tytanu stopowego Ti6Al4V z procesu spiekania. Tytan stopowy charakteryzuje się około dwukrotnie wyższą mikrotwardością i niższą wartością modułu Younga. Moduł Younga dla tytanu stopowego ma niższą wartość niż tytan czysty technicznie do systemu Kavo Everest.

Na podstawie zrealizowanych badań można stwierdzić, że przyrostowe spiekanie laserowe z selektywnych proszków w wyniku czego uzyskuje się podbudowę ze stopu Ti6Al4V – w aspekcie struktury materiału i parametrów wytrzymałościowych – jest nową technologią preferowaną do wykonawstwa konstrukcji nośnych dla stomatologii. Może ono stanowić alternatywę dla klasycznych metod opartych o tradycyjne odlewnictwo oraz metod CAD/CAM opartych o frezowanie. Technologia ta nie powoduje generowania strat materiału charakterystycznych dla obróbki frezowaniem i jest proekologiczna.

Jak wykazałem w **publikacji 1 i 2** na podstawie wykonanych symulacji numerycznych można ocenić stan wytrzymałościowy tkanek US, stan wytrzymałościowy uzupełnienia oraz przeniesienie obciążeń w warunkach kontaktu uzupełnienia z tkankami. Jednak bardzo ważnym zagadnieniem dla jakości uzupełnienia, a w konsekwencji prawidłowości tego

kontakty, jest zabezpieczenie dokładności odwzorowania kształtu na etapie przeniesienia danych klinicznych do procedur projektowania konstrukcji (**publikacja 4**).

Celem podjętych przez mnie badań była odpowiedź na następujące zagadnienia:

1. z wykorzystaniem której masy wyciskowej można uzyskać najlepsze dopasowanie korony do opracowanego klinicznie filara protetycznego,
2. który z elastycznych materiałów wyciskowych charakteryzuje się najlepszą dokładnością odwzorowania ze względu na swoje parametry reologiczne,
3. zastosowanie której masy wyciskowej pozwoli uzyskać najlepszą szczelność koron protetycznych.

Materiałem badań były zęby przedtrzonowe szczęki i trzonowe żuchwy w ilości po 10 sztuk, usunięte ze wskazań periodontologicznych i ortodontycznych. Zęby zostały ustabilizowane w podstawkach akrylowych i oszlifowane ze stopniem pełnym rozwartym. Kąt rozwarcia stopnia wynosił $140^{\circ} \pm 4^{\circ}$. Tak opracowane filary zostały zeskanowane, a następnie wykonano przestrzenne rekonstrukcje CAD, które stanowiły modele referencyjne. Skanowanie przeprowadzono z zastosowaniem prążkowego skanera optycznego systemu Everest Scan Pro 06 1086 firmy KaVo.

Następnie pobrano wyciski opracowanych filarów zębowych za pomocą następujących mas wyciskowych:

1. silikonowa addycyjna o konsystencji gęstej Bisico S1 soft firmy Bisico,
2. silikonowa addycyjna o konsystencji gęstej Bisico S1 soft oraz wycisk dopełniający masą rzadką Bisico Super Hydrophil S4 Suhy firmy Bisico – wyciski dwuczaskowe,
3. alginatowa klasy A z chromatycznym wskaźnikiem fazy Kromopan 100 firmy Lascod – mieszana mechanicznie,
4. polieterowa o średniej gęstości Impregum Penta oraz wycisk dopełniający rzadką masą Permadyne Galant firmy 3M ESPE – wyciski dwuczaskowe,
5. silikonowa kondensacyjna Zeta Plus firmy Zhermack,
6. silikonowa kondensacyjna Zeta Plus firmy Zhermack oraz wycisk dopełniający Oranwash firmy Zhermack – wyciski dwuczaskowe.

W procedurach przygotowania mas wyciskowych oraz pracy z nimi stosowano zalecenia producentów. Na bazie tych wycisków po upływie 1 godziny odlano modele gipsowe kikutów zębów filarowych z wykorzystaniem super twardego gipsu typu IV Fujirock EP Pastel Yellow firmy Fuji. Uzyskane modele gipsowe opracowanych zębów filarowych

odwzorowanych różnymi masami skanowano z zastosowaniem tego samego skanera Everest Scan Pro. Utworzono w ten sposób 120 wirtualnych, przestrzennych modeli testowych.

Dla porównania dokładności kształtu odwzorowanych numerycznie rzeczywistych filarów protetycznych (referencyjnych) z modelami filarów testowych uzyskanych na podstawie modeli negatywowych z wykorzystaniem różnych mas wyciskowych zastosowano program Geomagic Qualify. Program ten, w procedurze najlepszego dopasowania kształtu, ustawia automatycznie porównywane bryły, a następnie identyfikuje dodatnie i ujemne odchyłki wynikające z dokładności odwzorowania kształtu modelu testowego zęba filarowego względem modelu referencyjnego.

Korzystając z programu Statistica wykonano analizę uzyskanych wyników. Otrzymane wyniki dokładności odwzorowania (odchyłki pomiędzy wzorcowymi zębami przedtrzonowymi i trzonowymi oraz gipsowymi odlewami uzyskanymi w odwzorowaniach z zastosowaniem sześciu grup testowanych materiałów wyciskowych dla zębów przedtrzonowych i trzonowych – 6x2x10) poddano analizie z zastosowaniem statystyki opisowej. Kolejno przeprowadzono pełną analizę statystyczną otrzymanych wyników.

Program Geomagic Qualify umożliwił porównanie dopasowania zębów filarowych do odlewów gipsowych tych zębów uzyskanych jako repliki na podstawie modeli negatywowych z zastosowaniem różnych mas wyciskowych. W procedurach badawczych przeprowadzono analizy dla 10 filarowych zębów przedtrzonowych i 10 filarowych zębów trzonowych. Dla każdego z tych filarów wykonano odlewy gipsowe poprzez odwzorowanie negatywowe sześcioma masami wyciskowymi. Analizy raportów, w formie map i zestawień zbiorczych wskazują, że wszystkie histogramy i mapy charakteryzują się symetrycznym rozkładem i małymi wartościami dodatnich i ujemnych odchyłek kształtu. Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, że wszystkie badane masy zapewniają właściwe odwzorowanie kształtu filarów protetycznych. W odwzorowaniach z wykorzystaniem mas: silikonowych addycyjnych Bisico S1 soft i wycisk dopełniający Bisico Super Hydrophil S4 Suhy, polieterowych Impregum Penta i wycisk dopełniający Permadyne Galant oraz silikonowych kondensacyjnych Zeta Plus i wycisk dopełniający Oranwash stwierdzono rozkłady odchyłek dodatnich i ujemnych o bardzo małych wartościach. Małe wartości odchyłek mogą świadczyć o dobrych właściwościach reologicznych w/w mas. Gorszy charakter odwzorowania obszarów wklęsłych i wypukłych związany z parametrami reologicznymi użytej masy zaobserwowano dla odwzorowań następującymi masami: hydrokolidową Kromopan oraz wycisku

dwuczasowego, dwuwarstwowego masą silikonową kondensacyjną Zeta Plus i Oranwash. W obu zestawach stwierdzono odchyłki dodatnie – w strefie opracowanej powierzchni okluzyjnej, odchyłki ujemne – w strefie ściany bocznej. Dla obu tych mas zauważono, że ukierunkowanie strefy płynięcia oraz lokalizacja i kształt odwzorowywanego obszaru mają wpływ na wystąpienie odchyłek dodatnich i ujemnych w stosunku do modelu referencyjnego. Ponadto dla odwzorowań filarów zębowych na podstawie masy Kromopan stwierdzono niekorzystny rozkład odchyłek na odwzorowywanym stopniu - wprawdzie o niewielkich wartościach, ale zmieniających się z dodatnich na ujemne – co w warunkach dopasowania kształtu będzie powodowało wystąpienie błędu sumacyjnego. Najlepszą dokładnością odwzorowania kształtu rzeczywistego filara protetycznego wyróżniają się odlewy filarów gipsowych uzyskane na podstawie wycisków negatywowych dwuczasowych, dwuwarstwowych silikonową masą addycyjną o konsystencji gęstej Bisico S1 soft oraz silikonową addycyjną o konsystencji rzadkiej Bisico Super Hydrophil S4 Suhy. Ponadto z wykorzystaniem tych dwuczasowych, dwuwarstwowych wycisków Bisico S1 soft i Bisico Super Hydrophil S4 Suhy osiągnięto najlepszą ostrokonturowość w strefie stopnia. Porównywalną ostrokonturowością charakteryzuje się odwzorowanie stopnia masą Bisico S1 soft.

Odwzorowania zębów filarowych z zastosowaniem wycisków następujących mas elastycznych: silikonowych addycyjnych oraz kondensacyjnych stosowanych w wyciskach dwuczasowych, dwuwarstwowych oraz polieterowych stosowanych w wyciskach dwuwarstwowym, dwuczasowych zapewniły optymalną dokładność, polegającą na najlepszym dopasowaniu do klinicznie opracowanego filara protetycznego oraz najlepszą ostrokonturowość w strefie odwzorowywanego stopnia.

Zastosowany program stanowi wiarygodne narzędzie do analizy geometrycznej opracowanych klinicznie zębowych filarów protetycznych. Z uwagi na bardzo dobrą wizualizację analizowanych kształtów może on weryfikować pracę lekarza protetyka, który opracowanie zęba pod koronę – zębowy filar protetyczny wykonuje w ustach pacjenta w procedurze szlifowania wiertłem z wolnej ręki. Procedura ta wymaga, aby w zbiegu oszczędzającym tkanki oraz odpowiedniej preparacji strefy przydziąsłowej utworzyć na obwodzie zęba stopień ze stałym kątem rozwarcia. Celem takiego opracowania zęba jest stworzenie warunków do osadzenia wykonywanej korony, która będzie miała odpowiednią szczelność i retencję oraz nie wystąpią strefy spiętrzenia naprężeń w okluzji i żuciu. Strefy

spiętrzenia naprężeń, które mogą wynikać z błędnego szlifowania filara oraz błędów odwzorowania tego filara, szczególnie w strefie stopnia, mogą powodować utratę retencji korony względem filara oraz rozszczelnienie strefy brzeżnej i wnikanie bakterii chorobotwórczych.

Dokładność odwzorowania można ocenić poprzez dopasowanie lub szczelność konstrukcji. Dla długoterminowej skutecznej terapii z wykorzystaniem uzupełnień stałych konieczna jest szczelność konstrukcji [77, 78]. Nieakceptowalna klinicznie szczelność brzeżna może spowodować wypłukanie cementu z biologicznymi powikłaniami takimi jak wtórna próchnica, problemy z przyzęciem oraz zapalenie miazgi [78, 79]. Nierównoległa szczelina wewnętrzna może powodować wykruszanie się cementu spowodowane nierównomiernością nacisków kontaktowych w warunkach żucia i również skutkować rozszczelnieniem korony i obluzowaniem. Definicja terminu szczelność jest różna w różnych badaniach. Ponadto stosowane są różne techniki pomiaru szczelin brzeżnych i wewnętrznych [78, 80, 81, 82]. Wraz ze zwiększającą się liczbą technik projektowania w systemie CAD/CAM w stomatologii rekonstrukcyjnej szczególnego znaczenia nabierają numeryczne metody oceny dokładności odwzorowania kształtu.

Problem dokładności odwzorowania filarów protetycznych, który stanowi podstawę docelowego wykonania optymalnej korony, szczególnie w systemach CAD/CAM, jest analizowany przez wielu badaczy [80, 81, 83, 84, 85, 86, 87]. Dotyczy on wykonawstwa różnych rozwiązań konstrukcyjnych koron. Analizowany jest w koronach na podbudowie metalowej licowanych ceramiką [86, 88, 89], koronach ceramicznych [90, 91, 92], koronach ceramicznych z tlenku cyrkonu stabilizowanego itrem [80, 85]. Metody oceny dokładności odwzorowania filarów polegają na fizycznych pomiarach filara protetycznego i pomiarach odwzorowań wnętrza podbudowy z wykorzystaniem wycisku woskowego [81, 88], wykorzystują technikę skanowania modeli referencyjnych i replik [80, 81, 93], analizę dopasowania korony z wykorzystaniem mikro CT [78] oraz analizę kształtu z wykorzystaniem światła strukturalnego [79]. Jednak żadna z tych metod nie wykorzystuje bezstronnego narzędzia – oceny dopasowania w automatycznej procedurze numerycznej wolnej od błędów związanych z osobą wykonującą pomiar. Zastosowana wolumetryczna procedura dokładności odwzorowania filarów protetycznych jest moim oryginalnym osiągnięciem. Pozwoliła ona na ocenę jakości mas i wykorzystywana jest klinicznie w Katedrze Protetyki Stomatologicznej CMUJ.

Masy wyciskowe różnią się właściwościami reologicznymi, co wynika przede wszystkim z ich budowy molekularnej oraz charakteru i czasu reakcji wiązania. Zjawisko płynięcia masy uzależnione jest od lepkości strukturalnej w temperaturze pracy jak również pod wpływem naprężeń ścinających mogą one lepiej lub gorzej zapływać w szczegóły pola protetycznego. Z przeprowadzonych badań wynika, że najlepsze odwzorowanie filarów uzyskano przy zastosowaniu mas silikonowych o addycyjnym sposobie wiązania oraz mas polieterowych. Przy pracy z masami i pobieraniu wycisków stwierdzono, że siła ścinająca wpływa na lepkość strukturalną obu w/w zestawów mas wyciskowych. Obserwowano to zjawisko zarówno w czasie zwiększania ucisku masy w trakcie odwzorowania filara, jak również w trakcie wyciskania masy ze strzykawki przy ostrzykiwaniu filara. Lepkość nie związanego materiału zmniejszała się wraz ze zwiększeniem zewnętrznie działających sił. W momencie zaprzestania ich działania, lepkość natychmiast wzrastała. W obu masach stwierdzono zjawisko pseudoplastyczności (shear thinning) polegające na zmniejszaniu lepkości ze wzrostem zewnętrznego nacisku który skutkowało zwiększeniem prędkości ścinania. Mechanizm tego zjawiska wynika z budowy molekularnej i polega na warstwowym porządkowaniu struktury materiału zgodnie z kierunkiem siły stycznej i wywołanymi prędkościami stycznymi – w związku z tym obniża się lepkość strukturalna. Po zaprzestaniu działania siły lepkość wzrasta wraz z randomizacją sieci molekuł. Należy sądzić, że to zjawisko zadecydowało o bardziej precyzyjnym odwzorowaniu filarów. Stosowane w badaniach wyciskowe materiały elastyczne podlegają skurczowi podczas procesu polimeryzacji. Niektóre z nich mogą uwalniać produkty uboczne i kurczą się dodatkowo. Głównym czynnikiem odpowiadającym za kurczenie się materiału podczas wiązania jest usieciowanie łańcucha oraz zmiana wiązań w obrębie i pomiędzy łańcuchami polimerowymi. Dlatego też, w celu uzyskania największej dokładności modele gipsowe były odlewane po upływie 1 godziny od pobrania wycisku – dotyczyło to wszystkich zestawów mas wyciskowych. Do badań wytypowano 4 grupy mas: alginatowe, silikonowe o addycyjnym i kondensacyjnym sposobie wiązania oraz polieterowe. Należy zauważyć, że na dokładność odwzorowania kształtu filarów protetycznych będzie wpływała zwilżalność i hydrofilizacja materiałów wyciskowych. W badanych masach właściwości hydrofilne posiadała tylko masa alginatowa, a pośrednie masa polieterowa. Masa silikonowa o addycyjnym sposobie wiązania nie jest tak zwilżalna jak masa polieterowa.

Opracowana przeze mnie i zastosowana obiektywna metoda jest właściwa do kontroli i oceny odwzorowania pola protetycznego. Program Geomagic Qualify stanowi wiarygodne

narzędzie analizy 3D do oceny procedury opracowania zęba filarowego oraz wskazania błędów kształtu opracowanej powierzchni okluzyjnej, powierzchni bocznej filara oraz błędów ukształtowania strefy stopnia. Przeprowadzone badania pozwoliły stwierdzić, że dokładność wymiarowa modeli gipsowych filarów protetycznych w zębach przedtrzonowych i trzonowych uzyskanych z wykorzystaniem wszystkich badanych mas elastycznych, z zachowaniem reguł ich przygotowania i pobierania wycisków, wystarczająco zapewnia odwzorowanie kształtu dla dalszych procedur modelowania i wykonawstwa koron. Najlepszą dokładność odwzorowania filarów protetycznych uzyskano przy zastosowaniu wycisków dwuczłonowych dwuwarstwowych. Wycisk wstępny pobierano masą silikonową o addycyjnym sposobie wiązania o konsystencji gęstej, z rezerwacją przestrzeni dla końcowego wycisku za pomocą materiału hydrofilnego o konsystencji rzadkiej oraz przy zastosowaniu masy polieterowej o średniej gęstości a wycisk dopełniający masą polieterową o konsystencji rzadkiej. Na dokładność odwzorowania filara zębowego wpływa technika pobierania wycisku, lepkość strukturalna masy, czas wiązania i zmiany wymiarów podczas wiązania, odkształcenie przy ucisku, powrót do pierwotnego kształtu po deformacji odkształcenia oraz podatność na płynięcie i hydrofilność.

W procesie wykonawstwa koron protetycznych bardzo ważną procedurą jest dokładność odwzorowania kształtu opracowanego filara protetycznego w tworzonej indywidualnie dla pacjenta konstrukcji stałej. Na dokładność tego odwzorowania ma wpływ: leczenie przedprotetyczne oraz wstępne etapy leczenia protetycznego, sposób przygotowania i opracowania zęba filarowego, precyzja jego odwzorowania oraz tkanek sąsiednich – co wykazałem w **publikacji 4**, dokładność modeli jak również dokładność odwzorowania kształtu i wykonania podbudowy w procesach technologicznych – **publikacja 5**. Analiza geometryczna korony obejmuje ukształtowanie strefy przydziąsłowej, ocenę szczelności brzeżnej oraz dopasowanie między filarem zębowym, a podbudową korony. Tradycyjną metodą otrzymywania struktury nośnej korony jest odlewanie na podstawie modelu woskowego. W ostatniej dekadzie powszechną metodą postępowania w protetyce stało się wytwarzanie koron w oparciu o metodę frezowania w procedurze CAD/CAM. Najnowocześniejszą metodą wykonawstwa jest technologia selektywnego topienia laserem – Selective Laser Melting (SLM) również w systemie CAD/CAM.

Celem podjętej przeze mnie publikacji była ocena i porównanie dokładności odwzorowania kształtu koron protetycznych ze stopu CoCrMo wykonanych w trzech

technologiach: technologii odlewania metodą traconego wosku, technologii frezowania oraz technologii SLM. Analizowano dopasowanie koron do filarów protetycznych zębów przedtrzonowych i trzonowych.

Materiałem badań były korony protetyczne ze stopu CoCrMo na drugi ząb przedtrzonowy szczęki po stronie prawej (ząb 15) i pierwszy ząb trzonowy żuchwy po stronie lewej (ząb 36) wykonane w ilości po 5 sztuk dla zębów 15 i 36 i dla każdej technologii. Ząb przedtrzonowy szlifowano na 5 fantomach uzębionej szczęki oraz ząb trzonowy szlifowano na 5 fantomach uzębionej żuchwy. Wykorzystano fantomy firmy KaVo. Korony zębów przedtrzonowego i trzonowego zostały oszlifowane ze stopniem pełnym rozwartym. Kąt rozwarcia stopnia wynosił $140^{\circ} \pm 4^{\circ}$. Wykonano modele robocze składane pełnego łuku zębowego z zastosowaniem super twardego gipsu typu IV Fujirock EP Pastel Yellow firmy Fuji na podstawie wycisków dwuwarstwowych, jednoczasowych wykonanych masą silikonową addycyjną o konsystencji gęstej Bisico S1 soft firmy Bisico oraz wycisk dopełniający masą rzadką Bisico Super Hydrophil S4 Suhy firmy Bisico. Modele referencyjne stanowiły zęby filarowe wydzielone z modelu roboczego. Dla technologii odlewania na modelach referencyjnych zęba przedtrzonowego wykonano 5 woskowych modeli koron i dla zęba trzonowego również 5 modeli, które wykorzystano w metodzie odlewania próżniowo-ciśnieniowego do wykonania 10 sztuk odpowiednich koron ze stopu CoCrMo (Brealloy, Bredent, Polska). Dla technologii frezowania i SLM opartych o procedurę CAD/CAM przeprowadzono skanowanie modeli referencyjnych oraz wykonano przestrzenne rekonstrukcje CAD. Skanowanie przeprowadzono z zastosowaniem skanera optycznego o zmiennej szerokości prążków światła strukturalnego - systemu Everest scan pro 06 1086 firmy KaVo. Dokładność pomiarów wynosiła 20 μm , a rozdzielczość przestrzenna 0,02mm x 0,02mm x 0,02mm. Na podstawie plików STL wykonano po 5 sztuk koron frezowanych (stop CoCrMo, Renomed, Poznań, Polska) oraz po 5 sztuk koron w technologii SLM (Wirobond C+, Bego Medical GmbH, Brema, Niemcy) odpowiednio na zęby 15 i 36. Wewnętrzny kształt koron replikowano przy zastosowaniu izolatora (Dura Lay Lubricant, Reliance Dental Mfg.Co., Worth, IL, USA) oraz szybkopolimeryzującej, ostrokonturowej masy akrylowej (Dura Lay II, Reliance Dental Mfg.Co., Worth, IL, USA). Uzyskane w ten sposób modele skanowano z zastosowaniem tego samego skanera Everest scan pro. Utworzono w ten sposób 30 wirtualnych, przestrzennych modeli testowych. Rozdzielczość przestrzenna siatki modelu: 0,1mm x 0,1mm x 0,1mm. W badaniach porównano dopasowanie koron wykonanych w trzech technologiach

do modeli referencyjnych. Do analizy zastosowano metodę *best fit* oceny dopasowania z wykorzystaniem programu Geomagic Qualify 12. Program ten, w procedurze najlepszego dopasowania kształtu, ustawia automatycznie porównywane bryły, a następnie identyfikuje dodatnie i ujemne odchyłki wynikające z dokładności odwzorowania kształtu modelu testowego korony względem modelu referencyjnego. W postaci map rozkładu odchyłek zidentyfikowano szczelność koron w strefie stopnia oraz szczelność wewnętrzną.

Program Geomagic Qualify 12 umożliwił porównanie dopasowania zębów filarowych do odpowiednich koron zębów wykonanych w omawianych technologiach. W procedurach badawczych przeprowadzono analizy szczelności 10 koron odlewanych, 10 koron frezowanych i 10 koron z SLM do odpowiadającego modelu zęba filarowego, stanowiącego model referencyjny. Analizy raportów, w formie map i zestawień zbiorczych wskazują, że wszystkie histogramy i mapy charakteryzują się małymi wartościami dodatnich i ujemnych odchyłek kształtu w zakresie $\pm 0,25$ mm oraz symetrycznym rozkładem dla technologii SLM i technologii odlewania. Asymetryczne rozkłady występują przy technologii frezowania.

W technologii frezowania charakterystyczny jest wysoki procent odchyłek wskazujący na bardzo dobre odwzorowanie modelu referencyjnego. Odchyłki zerowe stanowią 34% dla zęba przedtrzonowego i tyle samo dla trzonowego. W technologii SLM odchyłki zerowe stanowią 28% dla zęba przedtrzonowego i 19,5% dla zęba trzonowego. W tej technologii odchyłki dodatnie w przedziale 0,1 mm do 0,2 mm występują w obszarze powierzchni okluzyjnych dla zęba przedtrzonowego i trzonowego. W znaczącym stopniu wpływają one na kształt histogramu, natomiast w aspekcie klinicznym nie mają aż tak dużego wpływu na trwałość warstwy cementu. W technologii odlewania odchyłki zerowe stanowią 18,8% dla zęba przedtrzonowego i 25,5% dla zęba trzonowego. Przy odlewaniu korony zęba przedtrzonowego można zauważyć, że pomimo, że większość odchyłek ma niewielki rozrzut wartości, to stosunkowo mały procent odpowiada modelowi referencyjnemu. Histogram rozkładu odchyłek dla zęba trzonowego charakteryzuje się symetrycznym rozkładem.

Przeprowadzono analizę statystyczną uzyskanych wyników. Stwierdzono, że nie ma różnic istotnych statystycznie między grupami odlewania, frezowania i SLM.

Analiza wyników wskazuje, że korony wykonywane w technologii odlewania, frezowania i topienia laserowego są prawidłowe pod względem klinicznym. We wszystkich technologiach szczelność była na zadowalającym poziomie od -0,15 mm do 0,10 mm z lekką przewagą technologii frezowania (od -0,015 mm do 0,05 mm). Wykonawstwo koron

zapewniło szczelność w strefie stopnia oraz w strefie ścian bocznych. Dopasowanie ścian bocznych było porównywalne we wszystkich trzech technologiach. Dla zęba przedtrzonowego odchyłki wynosiły $\pm 0,05$ mm, a dla zęba trzonowego odchyłki wynosiły $\pm 0,07$ mm. Dopasowanie w strefie stopnia koron w technologii odlewania dla zęba przedtrzonowego charakteryzowało się odchyłkami o wartości $\pm 0,10$ mm. Najślabiej dopasowany był stopień w koronach na ząb trzonowy z technologii odlewania, z uwagi na występowanie odchyłek dodatnich i ujemnych o wartościach $\pm 0,16$ mm. Dopasowanie w strefie stopnia koron w procedurach CAD/CAM dla zęba przedtrzonowego i zęba trzonowego charakteryzowało się odchyłkami o wartości $\pm 0,10$ mm.

Zastosowany program stanowi wiarygodne narzędzie do analizy geometrycznej opracowanych klinicznie zębowych filarów protetycznych i koron wykonanych na te zęby. Z uwagi na bardzo dobrą wizualizację analizowanych kształtów może on weryfikować pracę lekarza protetyka, który opracowanie zęba pod koronę – zębowy filar protetyczny wykonuje w procedurze szlifowania wiertłem z wolnej ręki. Procedura ta wymaga, aby w zbiegu oszczędzającym tkanki oraz odpowiedniej preparacji strefy przydziąsłowej utworzyć na obwodzie zęba stopień ze stałym kątem rozwarcia. Celem takiego opracowania zęba jest stworzenie warunków do osadzenia wykonywanej korony, która będzie miała odpowiednią szczelność i retencję oraz nie wystąpią strefy spiętrzenia naprężeń w okluzji i żuciu.

Dokładność odwzorowania można ocenić poprzez dopasowanie lub szczelność konstrukcji. Dla długoterminowej skutecznej terapii z wykorzystaniem uzupełnień stałych konieczna jest szczelność konstrukcji [94, 95]. Nieakceptowalna klinicznie szczelność brzeżna może spowodować wyplukanie cementu z biologicznymi powikłaniami takimi jak wtórna próchnica, problemy z przyzębiem oraz zapalenie miazgi [79, 96]. Nierównomierna szczelina wewnętrzna może powodować wykruszanie się cementu spowodowane nierównomiernością nacisków kontaktowych w warunkach żucia i również skutkować rozszczelnieniem korony i obluzowaniem. Definicja terminu szczelność jest różna w różnych badaniach. Ponadto stosowane są różne techniki pomiaru szczelin brzeżnych i wewnętrznych [78, 81, 82, 96, 97]. Wraz ze zwiększającą się liczbą technik projektowania w systemie CAD/CAM w stomatologii rekonstrukcyjnej szczególnego znaczenia nabierają numeryczne metody oceny dokładności odwzorowania kształtu.

Należy zwrócić uwagę, że dokładność odwzorowania kształtu w technologii odlewania jest znacznie bardziej uzależniona od czynnika ludzkiego niż w technologiach opartych o

procedury CAD/CAM. Występują w niej duże straty materiału spowodowane koniecznością odcięcia wypełnionych metalem kanałów odlewniczych, a proces topienia i krzepnięcia stopu wpływa na pogarszanie właściwości mikromechanicznych uzyskanej konstrukcji. Pomijając wyższe koszty wykonania w technologii SLM, a biorąc pod uwagę straty materiału i niszczenie narzędzi w technologii frezowania, można uznać technologię stapiania laserowego za perspektywiczną.

Przeprowadzone badania pozwoliły stwierdzić, że szczelność koron protetycznych ze stopu CoCrMo wykonanych w technologii tradycyjnego odlewania oraz w technologii frezowania i technologii SLM jest porównywalna i spełnia wymogi kliniczne. Zastosowany program Geomagic Qualify 12 stanowi wiarygodne narzędzie analizy 3D do oceny technologii wykonania korony oraz wskazania błędów dopasowania powierzchni bocznej korony oraz błędów ukształtowania strefy stopnia. Ocena jakości koron protetycznych należy poszerzyć o analizy strukturalne i badania mikromechaniczne stopu CoCrMo uzyskanego w trzech badanych procesach technologicznych.

W podsumowaniu przedstawiam najważniejsze wyniki i wnioski składające się na osiągnięcie:

1. Zastosowanie MES do oceny odbudowy zębów wzmocnionych wkładami koronowo – korzeniowymi umożliwia identyfikację warunków przeniesienia obciążeń okluzyjnych, rozkłady naprężeń i odkształceń w elementach wzmacniających oraz w odbudowanym zębie i jego aparacie zawieszeniowym.
2. Cyfrowa analiza stanu naprężeń w zębach odbudowanych wkładem koronowo korzeniowym z określonego biomateriału, o określonych wymiarach, standardowym lub indywidualnym, pozwala na właściwy jego dobór w warunkach klinicznych.
3. We wkładach koronowo-korzeniowych cyrkonowych i metalowych, które charakteryzowały się wyższymi wartościami modułu sprężystości niż wkłady kompozytowe wzmocnione włóknem szklanym, stwierdzono znaczną redukcję śpiętrzeń naprężeń powstających w cemencie wokół wkładu, w zębinie oraz w koronie. Redukcja naprężeń zapewnia większą wytrzymałość odbudowanym zębom.
4. Modelowanie przestrzenne US z wykorzystaniem obrazowania CBCT pozwala czynnościowo analizować struktury morfologiczne, dzięki zastosowaniu elementów wolumetrycznych zapewniających dokładność wymiarową.

5. Zastosowanie cyfrowych symulacji MES w modelu obejmującym odtworzone struktury anatomiczne i konstrukcję terapeutyczną umożliwia obliczenie i wizualizację rozkładu naprężeń i przemieszczeń, ze wskazaniem ewentualnych stref przeciążenia lub niedociążenia, które są istotne dla przebudowy struktur kostnych wyrostka zębodołowego.
6. Wyniki analizy numerycznej – poprzez wskazanie lokalizacji stref koncentracji naprężeń w rejonie ozębnego podparcia protez stałych – znajdują potwierdzenie w obserwacjach klinicznych, w szczególności w odniesieniu do celowości stosowania koron na zębach filarowych preparowanych ze stopniem przydziąsłowym.
7. Mikrostrukturalne i mikromechaniczne badania biomateriałów wskazują, że technologia DLMS w systemie CAD/CAM, w wyniku której uzyskuje się podbudowę ze stopu Ti6Al4V – jest nową technologią którą oceniam jako preferowaną do wykonawstwa tytanowych konstrukcji nośnych dla protetyki.
8. Cyfrowe projektowanie, modelowanie i wykonawstwo konstrukcji protetycznych w technologii spiekania laserowego z selektywnych proszków metali stanowi innowacyjną i alternatywną metodę dla innych procedur.
9. Dokładność kontaktu uzupełnienia z tkankami US powinna być oceniana i kontrolowana zarówno na etapie początkowym projektowania konstrukcji jak i na etapie końcowym – w trakcie i po procesie technologicznym wykonania uzupełnienia.

Reasumując, za najważniejsze osiągnięcie uważam opracowanie cyfrowych metod do naukowej weryfikacji procedur klinicznych i technologicznych w projektowaniu, wytwarzaniu i kontroli jakości uzupełnień do rehabilitacji układu stomatognatycznego.

Piśmiennictwo

1. Seddogley C.M., Messer H.H.: Are endodontically treated teeth more brittle? *J. Endod.* 1992, 118, 332–335.
2. Huang T.J.G., Schilder H., Nathanson D.: Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J. Endod.* 1992, 18, 209–215.
3. Rees J.S., Jacobsen P.H.: The restoration of posterior teeth with composite Resin. Indirect-placement composite. *Dent. Update*, 1997, 24, 25–30.
4. Rivera E., Yamauchi G., Chanldler G.S.: Dentin collagencross-links of root filled and normal teeth, *J. Endod.* 1988, 14, 195–201.
5. Huang T.J.G., Schilder H., Nathanson D.: Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin, *J. Endod.* 1992, 18, 209–215.
6. Callis E.M.: Reconstruction of endodontically treated teeth: A clinical guideline. *Especializadas Europeas S.A., Barcelona* 2009
7. Helfer A.R., Melnick S., Schiller H.: Determination of moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 1972, 34, 661–669.
8. Becciani R., Castelucci A.: La biomeccanica del dente trattato endodonticamente. *Implicazioni cliniche. Dent. Cadmos*, 2002, 1, 15–35.
9. Gonzalez-Lluch C., Perez-Gonzalez A., Analysis of the effect of design parameters and their interactions on the strength of dental restorations with endodontic posts, using finite element models and statistical analysis, *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 19, 428-439, 2016.
10. Kumar P., Rao R.N., Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in a tooth restored with metal and fiber posts of varying diameters: An in-vitro study, *J Conserv Dent*, 18, 100-104, 2015.
11. Madfa A.A., Kadir M.R., Kashani J., Saidin S., Sulaiman E., Marhazlinda J., Rahbari R., Abdullah B.J., Abdullah H., Abu Kasim N.H., Stress distributions in maxillary central incisors restored with various types of post materials and designs, *Med Eng Phys*, 36, 962-967, 2014.
12. Chen A., Feng X., Zhang Y., Liu R., Shao L., Finite element analysis of stress distribution in four different endodontic post systems in a model canine, *Biomed Mater Eng*, 26 Suppl 1, S629-635, 2015.
13. Chen A., Feng X., Zhang Y., Liu R., Shao L., Finite element analysis to study the effects of using CAD/CAM glass-fiber post system in a severely damaged anterior tooth, *Biomed Mater Eng*, 26 Suppl 1, S519-525, 2015.
14. Dejak B., Badania naprężeń w zębach odbudowanych wkładami koronowo-korzeniowymi z różnych materiałów, *Stomat. Współczesna*, 1, 35-40, 1995.
15. Borba M., Duan Y., Griggs J.A., Cesar P.F., Della Bona A., Effect of ceramic infrastructure on the failure behavior and stress distribution of fixed partial dentures, *Dent Mater*, 31, 413-422, 2015.
16. Schilling K.U., Rottner K., Boldt J., Proff P., Gredes T., Richter E.J., Reicheneder C., The influence of the root cross-section on the stress distribution in teeth restored with a positive-locking post and core design: a finite element study, *Biomed Tech (Berl)*, 53, 255-258, 2008.
17. Singh S.V., Bhat M., Gupta S., Sharma D., Satija H., Sharma S., Stress distribution of endodontically treated teeth with titanium alloy post and carbon fiber post with different alveolar bone height: A three-dimensional finite element analysis, *Eur J Dent*, 9, 428-432, 2015.
18. Da Silva N.R., Aguiar G.C., Rodrigues Mde P., Bicalho A.A., Soares P.B., Verissimo C., Soares C.J., Effect of Resin Cement Porosity on Retention of Glass-Fiber Posts to Root Dentin: An Experimental and Finite Element Analysis, *Braz Dent J*, 26, 630-636, 2015.
19. Ferrari M., Cagidiaco M.C., Goracci C., Vichi A., Mason P.N., Radovic I., Tay F., Long-term retrospective study of the clinical performance of fiberposts, *Am. J. Dent.*, 20, 287-291, 2007.
20. Pegoretti A., Fambri L., Zappini G., Finite element analysis of a glass fiber in forced composite endodontic post, *Biomaterials*, 23, 2667-2682, 2002.
21. Chen D., Wang N., Gao Y., Shao L., Deng B., A 3-dimensional finite element analysis of the restoration of the maxillary canine with a complex zirconia post system, *J Prosthet Dent*, 112, 1406-1415, 2014.
22. Cormier C.J., Burns D.R., Moon P., In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration, *J. Prosthodont*, 10, 26-36, 2001.
23. Durmus G., Oyar P., Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: a finite element analysis, *J Prosthet Dent*, 112, 547-554, 2014.

24. Fokkinga W.A., Kreulen C.M., Vallittu P.K., A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems, *Int. J. Prosthodont*, 17, 476-482, 2004.
25. Fredriksson M., Astback J., Pamenius M., Arvidson K., A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforce depoxyresin posts, *J. Prosthet. Dent*, 80, 151-157, 1998.
26. Eraslan O., Aykent F., Yücel M.T., Akman S., The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns, *Clin. Oral Investig*, 13, 223-7, 2009.
27. Naumann M., Sterzenbach G., Rosentritt M., Beuer F., Frankenberger R., Is adhesive cementation of endodontic posts necessary?, *J. Endod.*, 34, 1006-1010, 2008.
28. Santos-Filho P.C., Verissimo C., Raposo L.H., Noritomi MecEng P.Y., Marcondes Martins L.R., Influence of ferrule, post system, and length on stress distribution of weakened root-filled teeth, *J Endod*, 40, 1874-1878, 2014.
29. Santos-Filho P.C., Verissimo C., Soares P.V., Saltarelo R.C., Soares C.J., Marcondes Martins L.R., Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth, *J Endod*, 40, 119-123, 2014.
30. Upadhyaya V., Bhargava A., Parkash H., Chittaranjan B., Kumar V., A finite element study of teeth restored with post and core: Effect of design, material, and ferrule, *Dent Res J (Isfahan)*, 13, 233-238, 2016.
31. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J. Dent Res* 2005;84(5):428–33.
32. Mo SS, Kim SH, Sung SJ, Chung KR, Chun YS, Kook YA, et al. Factors controlling anterior torque with C-implants depend on en-masse retraction without posterior appliances: biocreative therapy type II technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;139(2):e183–91.
33. Wu P, Zhu X, Yan S, Zhang X, Shi X. Three dimensional finite element analysis of tooth movement tendency in maxilla using mini-screw cooperated with upper accentuated-curve to close tooth space. *West China J Stomatol* 2012;30(6):635–40.
34. An X, Chen H, Si Q, Zhou Y, Liu B, Wang J. A three dimensional finite element analysis on en-masse retraction of maxillary anterior teeth by rocking-chair archwire in sliding mechanics. *West China J Stomatol* 2013;31(1): 21–5.
35. Liu TC, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141(4):468–76.
36. Kojima Y, Kawamura J, Fukui H. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142(4):501–8.
37. Lombardo L, Scuzzo G, Arreghini A, Gorgun Ö, Ortan YÖ, Siciliani G. 3D FEM comparison of lingual and labial orthodontics in en masse retraction. *Prog Orthod* 2014;15 (1):1–12.
38. Catanello PM, Dalstra M, Frich LH. A three-dimensional finite element model from computed tomography data: a semi-automated method. *Proc Inst Mech Eng H: J. Eng Med* 2001;215(2):203–13.
39. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 2001;71(2):127–31.
40. Kojima Y, Fukui H. Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138(6):702–11.
41. Kettenbeil A, Reimann S, Reichert C, Keilig L, Jäger A, Bourauel C. Numerical simulation and biomechanical analysis of an orthodontically treated periodontally damaged dentition. *J Orofac Orthop Fortschr Kieferorthop* 2013;74(6):480–93.
42. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *J Biomech* 2002;35(10):1411–5.
43. Bergman B, Hugoson A, Olsson C. Caries, periodontal and prosthetic findings in patients with removable partial dentures: a ten-year longitudinal study. *J Prosthet Dent* 1982;48(5):506–14.
44. Lisniewska-Machorowska B, Cannon J, Williams S, Bantleon HP. Evaluation of force systems from a free-end force system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133 (6):791–801.
45. Kamble RH, Lohkare S, Hararey P, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. *Angle Orthod* 2012;82(5):799–805.

46. Heravi F, Salari S, Tanbakuchi B, Loh S, Amiri M. Effects of crown-root angle on stress distribution in the maxillary central incisors' PDL during application of intrusive and retraction forces: a three-dimensional finite element analysis. *Prog Orthod* 2013;14:26.
47. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135(3):316–22.
48. Salehi P, Gerami A, Najafi A, Torkan S. Evaluating stress distribution pattern in periodontal ligament of maxillary incisors during intrusion assessed by the finite element method. *J Dent* 2015;16(4):314.
49. Kamble RH, Lohkare S, Hararey P, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. *Angle Orthod* 2012;82(5):799–805.
50. Heravi F, Salari S, Tanbakuchi B, Loh S, Amiri M. Effects of crown-root angle on stress distribution in the maxillary central incisors' PDL during application of intrusive and retraction forces: a three-dimensional finite element analysis. *Prog Orthod* 2013;14:26.
51. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135(3):316–22.
52. Salehi P, Gerami A, Najafi A, Torkan S. Evaluating stress distribution pattern in periodontal ligament of maxillary incisors during intrusion assessed by the finite element method. *J Dent* 2015;16(4):314.
53. Ciocca L., Fantini M., De Crescenzo F., Corinaldesi G., Scotti R., Direct metal laser sintering (DMLS) of a customized titanium mesh for prosthetically guided bone regeneration of atrophic maxillary arches, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2011, 49(11), 1347–52.
54. Iseri U., Ozkurt Z., Kazazoglu E., Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium, *Dent. Mater. J.*, 2011, 30(3), 274–80.
55. Mangano C., Piattelli A., Raspanti M., Mangano F., Cassoni A., Iezzi G., Shibli J.A., Scanning electron microscopy (SEM) and X-ray dispersive spectrometry evaluation of direct laser metal sintering surface and human bone interface: a case series, *Lasers Med. Sci.*, 2011, 26(1), 133–138.
56. Szymczyk P., Junka A., Ziółkowski G., Smutnicka D., Bartoszewicz M., Chlebus E., The ability of *S. aureus* to form biofilm on the Ti-6Al-7Nb scaffolds produced by Selective Laser Melting and subjected to the different types of surface modifications, *Acta Bioeng. Biomech.*, 2013, 15(1). DOI: 10.5277/abb130109
57. Traini T., Mangano C., Sammons R.L, Mangano F., Macchi A., Piattelli A., Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants, *Dent. Mater.*, 2008, 24(11), 1525–1533.
58. PN-EN ISO 6507-1:2007: Metals – Vickers hardness test – Part 1: Test method.
59. Przewodnik PKN-ISO/IEC Guide 99, Wydawnictwo PKN, Warszawa 2010.
60. Özcan M., Hammerle C.H., Titanium as a Reconstruction and Implant Material in Dentistry: Advantages and Pitfalls, *Materials*, 2012, 5, 1528–1545.
61. Barriobero-Vila P., Effect of heat treatments on the microstructure of deformed Ti-6Al-4V, Wien, 2010.
62. Chlebus E., Kuźnicka B., Kurzynowski T., Dybała B., Microstructure and mechanical behaviour of Ti-6Al-7Nb alloy produced by selective laser melting, *Materials Characterization*, 2011, 62(5), DOI: 10.1016/j.matchar.2011.03.006
63. Chahine G., Koike M., Okabe T., Smith P., Kovacevic R., The Design and Production of Ti-6Al-4V ELI, Customized Dental Implants, *JOM*, 2008, 60, 50–55.
64. Das M., Bhattachary K., Dittrick S.A., Mandal C., Balla V.K., Sampath Kumar T.S. et al., In situ synthesized TiB-TiN reinforced Ti6Al4V alloy composite coatings: Microstructure, tribological and in-vitro biocompatibility, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2014, 29, 259–271.
65. Murr L.E., Esquivel E.V., Quinones S.A., Gaytan S.M., Lopez M.I., Martinez E.Y. et al., Microstructures and Mechanical Properties of Electron Beam- Rapid Manufactured Ti-6Al-4V Biomedical Prototypes Compared to Wrought Ti6Al-4V, *Mater. Charact.*, 2009, 60, 96–109.
66. Murr L.E., Quinones S.A., Gaytan S.M., Lopez M.I., Rodela A., Martinez E.Y. et al., Microstructure and mechanical behavior of Ti-6Al-4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2009, 2, 20–32.
67. Rafi H.K., Karthik N.V., Gong H., Starr T.L. Stucker B.E., Microstructures and Mechanical Properties of Ti6Al4V Parts Fabricated by Selective Laser Melting and Electron Beam Melting, *Journal of Materials Engineering and Performance*, 2013, 22, 3872–3883.

68. Song B., Dong S., Zhang B., Liao H., Coddet C., Effects of processing parameters on microstructure and mechanical property of selective laser melted Ti6Al4V, *Mater. Design*, 2012, 35, 120–125.
69. Vrancken B., Thijs L., Kruth J.P., Van Humbeeck J., Heat treatment of Ti6Al4V produced by Selective Laser Melting: Microstructure and mechanical properties, *Journal of Alloys and Compounds*, 2012, 541, 177–185.
70. Yadroitsev I., Krakhmalev P., Yadroitsava I., Selective laser melting of Ti6Al4V alloy for biomedical applications: Temperature monitoring and microstructural evolution, *Journal of Alloys and Compounds*, 2012, 583, 404–409.
71. Ramosoeru M.E., Chikwanda H.K., Bolokang A.S., Booyesen G., Ngonda T.N., Additive manufacturing: characterization of Ti-6Al-4V alloy intended for biomedical application, *Southern African Institute of Mining and Metallurgy advanced metals initiative: Light Metals Conference, Misty Hills, Muldersdrift, 27–29 October 2010*, 337–344.
72. Burnat B., Walkowiak-Przybyło M., Błaszczak T., Klimek L., Corrosion behaviour of polished and sandblasted titanium alloys in PBS solution, *Acta Bioeng. Biomech.*, 2013, 15(1), DOI: 10.5277/abb130111
73. Będziński R., Experimental and numerical methods in biomechanics, *Biocybernetics & Biomedical Engineering*, 2007, 27(1/2), 275–292.
74. Ryniewicz A., Bojko Ł., Ryniewicz W., Selected Mechanical Properties of Titanium in Dental Implantology Reconstruction Procedure, *Engineering of Biomaterials*, 2012, 112, 48–53.
75. Ryniewicz A.M., Ryniewicz W., Strength tests and tribological properties of titanium intended for construction of permanent prosthetic restorations, *Implant Prosthetics*, 2008, 1(30), 42–47.
76. Ryniewicz A., Ryniewicz W., The Estimation of Selected Properties of Titanium to Performance of Prosthetic Restorations in CAD/CAM, *Polish Journal of Environmental Studies*, 2007, 16(6C), 348–353.
77. Laurent M., Scheer P., Dejou J., Laborde G., Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method, *Journal of Oral Rehabilitation*, 2008, Vol. 35(2), 116–122.
78. Rungruanganunt P., Kelly J.R., Adams D.J., Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns, *Journal of Dentistry*, 2010, Vol. 38(12), 995–1000.
79. Schaefer O., Watts D.C., Sigusch B.W., Kuepper H., Guentsch A., Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility, *Dental Materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 2012, Vol. 28(3), 320–326.
80. Persson A., Andersson M., Oden A., Sandborgh-Englund G., A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2006, Vol. 95(3), 194–200.
81. Renne W., Mcgill S.T., Forshee K.V., Defee M.R., Mennito A.S., Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2012, Vol. 108(5), 310–315.
82. Wöstmann B., Rehmann P., Trost D., Balkenhol M., Effect of different retraction and impression techniques on the marginal fit of crowns, *Journal of Dentistry*, 2008, Vol. 36(7), 508–512.
83. Bindl A., Mormann W.H., Marginal and internal fit of allceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations, *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, Vol. 32(6), 441–447.
84. Litzenburger A.P., Hickel R., Richter M.J., Mehl A.C., Probst F.A., Fully automatic CAD design of the occlusal morphology of partial crowns compared to dental technicians' design, *Clinical Oral Investigations*, 2013, Vol. 17(2), 491–496.
85. Moldovan O., Luthardt R.G., Corcodel N., Rudolph H., Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings, *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 2011, Vol. 27(12), 1273–1278.
86. Quante K., Ludwig K., Kern M., Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology, *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 2008, Vol. 24(10), 1311–1315.
87. Zhou L.B., Shang H.T., He L.S., Bo B., Liu G.C., Liu Y.P. et al., Accurate reconstruction of discontinuous mandible using a reverse engineering/computer-aided design/rapid prototyping technique: a preliminary clinical study, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 2010, Vol. 68(9), 2115–2121.

88. Pieralini A.R., Nogueira F., Ribeiro R.F., Adabo G.L., Improvement to the marginal coping fit of commercially pure titanium cast in phosphate-bonded investment by using a simple pattern coating technique, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2012, Vol. 108(1), 51–57.
89. Zhang Z., Tamaki Y., Hotta Y., Miyazaki T., Novel method for titanium crown casting using a combination of wax patterns fabricated by a CAD/CAM system and a non-expanded investment, *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 2006, Vol. 22(7), 681–687.
90. Fahmy N.Z., Influence of veneering materials on the marginal fit and fracture resistance of an alumina core system, *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 2011, Vol. 20(1), 45–51.
91. Syrek A., Reich G., Ranftl D., Klein C., Cerny B., Brodesser J., Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling, *Journal of Dentistry*, 2010, Vol. 38(7), 553–559.
92. Zafiroopoulos G.G., Rebbe J., Thielen U., Deli G., Beaumont C., Hoffmann O., Zirconia removable telescopic dentures retained on teeth or implants for maxilla rehabilitation. Three-year observation of three cases, *The Journal of Oral Implantology*, 2010, Vol. 36(6), 455–465.
93. Nicoll R.J., Sun A., Haney S., Turkyilmaz I., Precision of fit between implant impression coping and implant replica pairs for three implant systems, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2013, Vol. 109(1), 37–43.
94. Boeckler A.F., Stadler A., Setz J.M., The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns, *J. Contemp. Dent. Pract.* 6 (2005) 26–37.
95. Laurent M., Scheer P., Dejou J., Laborde G., Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns—validation of the silicone replica method, *J. Oral Rehabil.* 35 (2008) 116–122.
96. Persson A., Andersson M., Oden A., Sandborgh-Englund G., A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner, *J. Prosthet. Dent.* 95 (2006) 194–200.
97. Kim K.B., Kim W.C., Kim H.Y., Kim J.H., An evaluation of marginal fit of threeunit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system, *Dent. Mater.* 29 (2013) 91–96.

5. OMÓWIENIE POZOSTAŁYCH OSIĄGNIĘĆ NAUKOWO – BADAWCZYCH.

Mój przedhabilitacyjny dorobek naukowy to **ogółem 119** pozycji. W tym **69 pełnotekstowych publikacji** w recenzowanych krajowych i zagranicznych czasopismach naukowych oraz **50 doniesień z referatów** wygłoszonych na konferencjach naukowych, opublikowanych w formie streszczeń w czasopismach lub materiałach zjazdowych. Spośród publikacji pełnotekstowych **66** pozycji to **prace oryginalne** (w 13 jestem pierwszym autorem, w 17 jestem drugim autorem), 1 opis kazuistyczny i 2 prace popularno-naukowe.

Parametryczna ocena moich publikacji to:

łącna punktacja IF 19,532; MNiSW=688.

Liczba cytowań: 46 (ISI Web of science Core Collection 1900-2019 z dnia 18.04.2019)

Współczynnik Hirscha (wg bazy Web of Science Core Collection): **5**

TEMATYKA POZOSTAŁYCH PRAC NAUKOWO - BADAWCZYCH

Mój przedhabilitacyjny dorobek naukowy pozostałych prac obejmuje następujące zagadnienia:

1. Modelowanie i symulacja kontaktu biomechanicznego w układzie stomatognatycznym (US) zaopatrzonym uzupełnieniem protetycznym
2. Diagnostyka wspomagana metrologicznie
3. Badania mikrostrukturalne, wytrzymałościowe i tribologiczne biomateriałów przeznaczonych do odbudowy zębów metodą bezpośrednią oraz na ruchome i stałe konstrukcje protetyczne
4. Technologie CAD / CAM w protetyce stomatologicznej
5. Badania szkliwa i rozkładu jego grubości na zębach z wykorzystaniem najnowszych technik
6. Przedprotetyczne postępowanie lecznicze. Ocena wpływu promieniowania lasera CO₂ na błonę śluzową jamy ustnej oraz twarde tkanki zęba
7. Badania mikroflory jamy ustnej u pacjentów użytkujących protezy płytowe oraz jej wpływ na dalsze odcinki przewodu pokarmowego
8. Wykorzystanie informatyki i badań statystycznych w medycynie

Ad. 1.

Tematyce tej poświęcono publikacje wyszczególnione w spisie prac oryginalnych w czasopismach z poza bazy Journal Citation Reports (JCR) w poz. (wg zał. 3/II/D): 17, 21, 27, 31, 42, 46, 53 oraz wystąpienia na konferencjach naukowych wyszczególnione w spisie w poz. (wg zał. 3/II/K): 3, 9, 13, 14, 30, 31, 35, 38, 39, 48.

Jednym z wiodących zainteresowań podczas mojej pracy w Katedrze Protetyki Stomatologicznej UJCM były zagadnienia projektowania i wytwarzania optymalnych zaopatrzeń protetycznych z wykorzystaniem biomechanicznej współzależności tkanek i narządów US. Podstawową czynnością, która wpływa na ukształtowanie i funkcjonalność tego układu jest proces żucia. Proces ten, sterowany przez OUN, realizowany jest przez zespół mięśniowo – nerwowo – stawowy, w przestrzennej relacji ruchowej żuchwy względem szczęki, poprzez kontakt górnych i dolnych szeregów zębowych. Podstawowym wymogiem klinicznym jest takie projektowanie i wykonanie uzupełnień protetycznych, aby w czasie funkcji żucia nie doprowadzały do urazowych przeciążeń okluzyjnych. W tym obszarze przeprowadzono:

- analizę modelową US przy odbudowach z zastosowaniem mostów protetycznych,
- badania stanu wyężenia występującego w trakcie obciążenia okluzyjnego w zespole zębodołowo – zębowym i kości żuchwy oraz zastosowanych w tym układzie mostach protetycznych w odcinku bocznym,
- analizę mechaniki kontaktu filarów zębowych i uzupełnień protetycznych,
- porównanie naprężeń zredukowanych i przemieszczeń wypadkowych w warunkach żucia przez zęby naturalne oraz przez filary implantowane,
- biomechaniczną i kliniczną ocenę kształtu stopnia w zębach odbudowanych koroną protetyczną,
- modelowanie kontaktu tkanek z uzupełnieniami protetycznymi w aspekcie nowych technologii materiałowych.

Przeprowadzona przeze mnie analiza biomechaniczna pozwoliła na identyfikację stanu obciążeń US. Rehabilitacja z zastosowaniem protez stałych w mniejszym lub większym stopniu zaburza fizjologiczne przeniesienie obciążeń wywołanych podczas aktu żucia. Obciążenia statyczne i dynamiczne powinny być zrównoważone przez reakcję oporu tkanek US. Jeżeli w zespołach zębodołowo zębowych i zębach filarowych nastąpi niebezpieczne wyężenie tkanek tzn. naprężenia zredukowane i przemieszczenia wypadkowe przekroczą dopuszczalne

wartości, może to doprowadzić do przekroczenia progu fizjologicznej wydolności. W pierwszej kolejności negatywne konsekwencje dotyczą tkanek przyzębia. Przeprowadzone prace w obszarze modelowania i symulacji kontaktu były zgodne z moimi obserwacjami klinicznymi. Szczególnie ważnym zagadnieniem jest ocena wytężenia tkanek i zabezpieczenie prawidłowej funkcji aparatu więzadłowego, w którym następuje amortyzacja przenoszonych obciążeń okluzyjnych. Jego przeciążenie w zębach filarowych skutkuje nieodwracalnymi zmianami i zniesieniem jego funkcji biomechanicznej.

W wykonanych analizach numerycznych narządu żucia odbudowanego mostami ceramicznymi, mostami licowanymi ceramiką na podbudowie metalowej oraz mostami korundowymi wykazałem biomechaniczną zależność rozmieszczania zębów w stosunku do przęsła, wpływ rozkładu obciążeń okluzyjnych na stan naprężeń zredukowanych w przyzębiu w zależności od umiejscowienia mostu w łuku zębowym oraz od długości jego przęsła. Opracowałem metodę pozwalającą w zależności, od zastosowanego biomateriału i długości mostu, wyznaczyć strzałkę ugięcia przęsła oraz kąt przemieszczenia osi długich zębów filarowych. Rozważania modelowe pozwoliły mi również ocenić wpływ wykonywanego klinicznie kształtu stopnia w zębie filarowym na wystąpienie stref spiętrzenia naprężeń. W wyniku zbyt dużej utraty tkanek opracowywanego zęba i pozbawienia go stopnia rozwartego (chamfer) strefy spiętrzenia naprężeń w warunkach obciążenia konstrukcji mogą powodować złamanie filaru lub mogą być ogniskiem powstawania pęknięć zmęczeniowych w warunkach użytkowania uzupełnienia protetycznego.

Ad. 2.

Tematyce tej poświęcono publikacje wyszczególnione w spisie prac oryginalnych w czasopismach znajdujących się w bazie JRC w poz. (wg zał. 3/II/A): 2, 4, 6; w spisie prac oryginalnych z poza bazy JCR w poz. (wg zał. 3/II/D): 1, 3, 4, 9, 13, 15, 19, 20, 23, 24, 29, 35, 38, 39, 44 oraz wystąpienia na konferencjach naukowych wyszczególnione w spisie w poz. (wg zał. 3/II/K): 5, 8, 10, 11, 16, 19, 21.

We współczesnej praktyce klinicznej występuje konieczność geometrycznego wyznaczenia parametrów diagnostycznych. Inspirowany tą koniecznością przeprowadziłem prace, w których oceniłem możliwość realizacji pomiarów na podstawie badań obrazowych z CBCT, z CT oraz z ultrasonografii. Moje zainteresowania analizą obrazu, tworzeniem

przestrzennych rekonstrukcji anatomicznych i pomiarami obiektów wirtualnych dotyczyły: układu stomatognatycznego, tchawicy, połączeń czaszkowo – kręgowych, dokładności geometrycznej odwzorowania wirtualnego czaszki oraz jej wydruku na podstawie CT, a także przedoperacyjnych analiz doboru endoprotezy stawu biodrowego oraz jej pozycjonowania w pasie miednicznym.

Wykonane analizy wskazują na występowanie asymetrii u US i konieczność weryfikacji położenia charakterystycznych punktów, linii, kątów i płaszczyzn w odniesieniu do obiektu trójwymiarowego zrekonstruowanego na podstawie tomografii lub tomografii wolumetrycznej.

Ocenę dokładności obrazowania i rekonstrukcji przestrzennej w CBCT przeprowadzono na preparatach kadawerskich żuchw. Do weryfikacji wykorzystano wysokodokładną współrzędnościową maszynę pomiarową. Przeprowadzona weryfikacja odwzorowania kształtu potwierdziła możliwość wykorzystania modeli wirtualnych na podstawie CBCT jako najbardziej preferowanych w diagnostyce stomatologicznej.

Diagnostyka zmian obwodowych dróg oddechowych stanowi problem kliniczny. Obecnie duże nadzieje wiąże się z ultrasonografią wewnątrzskrzelową. Przeprowadzone badania dotyczyły diagnostyki tchawicy przy przewlekłej obturacyjnej chorobie płuc. Celem była ocena dokładności odwzorowania kształtu tchawicy i warstwowej budowy jej ściany na podstawie endobronchoskopii ultrasonograficznej z wykorzystaniem modelowania numerycznego i wzorców referencyjnych. W przeprowadzonych pomiarach stwierdziłem występowanie błędów systematycznych zależnych od wielkości mierzonego parametru oraz błędów zależnych od centralnego usytuowania sondy pomiarowej w świetle tchawicy. Opracowane modele numeryczne obrazujące kształt tchawicy oraz grubości warstw jej ściany stanowią podstawowy materiał do postawienia prawidłowej diagnozy i leczenia.

Połączenia czaszkowo – kręgowe mają taką budowę, że zapewniają szeroki zakres ruchów głowy i przenoszą jej ciężar na pozostałą część kręgosłupa. Do połączeń tych zalicza się połączenia między kręgiem szczytowym (C1) a kością potyliczną – staw szczytowo-potyliczny oraz połączenia między kręgiem szczytowym a kręgiem obrotowym (C2) – staw szczytowo-obrotowy. Mimo, że powyższe stawy pod względem budowy anatomicznej tworzą sześć osobnych stawów, to współdziałają one razem, tworząc jednostkę czynnościową. Jednak właściwa biomechanika tych stawów może zostać zakłócona przez patologiczne kostnienie, które może rozwinąć się między powierzchniami stawowymi kręgu szczytowego a kłykciami

potylicznymi. Przy tego typu patologii ruch między C1 a kłykciami potylicznymi zostaje zniesiony. Według nielicznych, najnowszych doniesień patologia ta może powodować wady zgryzu. Celem przeprowadzonych badań była analiza kształtowo-wymiarowa połączeń czaszkowo kręgowych w warunkach occypitalizacji kręgu C1, w porównaniu do połączeń prawidłowych. W konsekwencji nieprawidłowej artykulacji pomiędzy czaszką a kręgiem C1 mogą występować nadmierne ruchy w obrębie stawów szczytowo-obrotowych, większe obciążenia więzadeł i wywoływać podwichnięcie lub przemieszczenie całego kompleksu połączenia czaszkowo-kręgowego.

W obszarze metrologii zrealizowałem pracę pozwalającą na analizę dokładności odwzorowania struktur kostnych czaszki zrekonstruowanej na podstawie tomografii spiralnej w odniesieniu do modelu referencyjnego wyznaczonego z zastosowaniem skaningu laserowego. Ponadto oceniono dokładność odwzorowania czaszki w wydruku 3D.

Kolejne wykonane przeze mnie prace dotyczyły zaopatrzenia ortopedycznego. Obejmują one rekonstrukcję ubytków chrząstki na podstawie fuzji obrazów CT i MRI, do aplikacji skafoldów w stawie kolanowym oraz ocenę funkcji łąkotek w przeniesieniu obciążeń w badaniach zmęczeniowych stawów kolanowych z zastosowaniem CT. Ponadto przeprowadziłem prace rekonstrukcyjne kości miednicy kończyn dolnych dla diagnostyki i planowania leczenia chirurgicznego w systemie komputerowego wspomaganie zabiegu.

Ad. 3.

Tematyce tej poświęcono publikacje wyszczególnione w spisie prac oryginalnych w czasopismach z poza bazy JCR w poz. (wg zał. 3/II/D): 2, 5, 7, 8, 14, 14, 26, 28, 43, 45, 47 oraz wystąpienia na konferencjach naukowych wyszczególnione w spisie w poz. (wg zał. 3/II/K): 2, 4, 12, 15, 18, 25, 32, 33, 34, 36, 37, 40, 42, 46, 47.

Jednym z najważniejszych kryteriów w zastosowaniu odtwórczych materiałów stomatologicznych jest ich odporność na zużycie w kontakcie powierzchni żujących zębów przeciwstawnych łuków oraz zapewnienie właściwej struktury wierzchniej wypełnienia. Aby umożliwić prawidłowe funkcjonowanie uzupełnianych ubytków, konieczne jest odtworzenie brakujących tkanek w sposób najbardziej zbliżony do naturalnego uzębienia w zakresie biomechaniki i biotribologii kontaktu oraz estetyki. Tak wykonana rekonstrukcja zapewnia podobne do fizjologicznych przenoszenie sił okluzyjnych oraz dostosowawczą replikację

zużycia uzupełnianych tkanek. Podjęcie przeze mnie tej tematyki jest konsekwencją braku analiz porównujących właściwości tribologiczne materiałów do odbudowy zębów metodą bezpośrednią.

Badaniami tribologicznymi materiałów stomatologicznych zajmowałem się w trakcie studiów, realizując prace naukowe w Kole Naukowym przy Katedrze Protetyki Stomatologicznej. Uwieńczeniem przeprowadzonych badań i studiów literaturowych były dwie prace przedstawione na Sesji Kół Naukowych w 1996 roku – I nagroda: „Ocena wytrzymałościowa zębów wzmocnionych wkładami koronowo – korzeniowymi”; III nagroda: „Badania tribologiczne wybranej grupy materiałów protetycznych”. Decyzją władz Katedry Protetyki Stomatologicznej zostałem wydelegowany na odbycie stażu i prezentację pracy na World Tribology Congress w Londynie w 1997r.

W trakcie swojej pracy zawodowej zrealizowałem badania odporności na zużycie oraz badania mikrogeometrii warstwy wierzchniej materiałów stomatologicznych. Stosowane obecnie w stomatologii zachowawczej materiały złożone – kompozyty są ciągle modyfikowane i opracowywane jako tworzywa w właściwościach najbardziej zbliżonych do twardych tkanek zębów. W najnowszych kompozytach preferuje się optymalizację parametrów wytrzymałościowych, tak aby mogły być wykorzystywane do odbudowy zębów w odcinku bocznym, który charakteryzuje się 3-4 krotnie większymi wartościami obciążeń okluzyjnych niż w odcinku przednim. Aby ocenić współczesne kompozyty opracowałem metodę badań tribologicznych, które przybliżają biomechaniczne i środowiskowe warunki pracy oraz pozwalają na ocenę morfologiczną w zakresie warstwy wierzchniej przed i po zużyciu. O wielkości zużycia tribologicznego decyduje warstwa wierzchnia oraz struktura materiału wytworzona w trakcie klinicznej odbudowy. Zasadnicze znaczenia ma również sam proces zużycia i przekształcania warstwy wierzchniej, które zachodzą w trakcie fizjologicznego zużycia dostosowawczego w US. Materiały do odbudowy powinny charakteryzować się intensywnością zużycia mniejszą lub zbliżoną do szkliwa, możliwością przenoszenia dużych nacisków jednostkowych oraz trwałością i odtwarzalnością warstwy wierzchniej uniemożliwiającej odkładanie się płytki nazębnej. Gładkość powierzchni i połysk powinna być porównywalna do szkliwa. Struktura warstwy wierzchniej materiałów kompozytowych zależy od rozmiaru i składu procentowego cząstek wypełniacza. Cząstki te podczas procesów tribologicznych mogą być eliminowane, co oznacza pozostawienie pustych przestrzeni w strukturze wypełnienia. Z przeprowadzonych przez mnie badań wynika, że w odbudowie

ubytków na wyróżnienie zasługują materiały G-aenial, G-aenial X FLO i Essentia, które charakteryzują się niskimi wartościami współczynnika tarcia, wysoką odpornością na zużycie oraz brakiem złuszczeń i zarysowań w skazie zużyciowej.

Kolejny obszar moich zainteresowań naukowych w powiązaniu z pracą kliniczną, stanowią badania biomateriałów na tradycyjne, częściowe i całkowite protezy akrylowe. Pomimo niewątpliwych zalet w obszarze zapewnienia funkcji żucia i estetyki, konstrukcje akrylowe powodują często stomatopatie protetyczne i zaniki podłoża kostnego. Główną przyczyną tych dolegliwości jest przeciążenie i uraz błony śluzowej siłami okluzyjnymi generowanymi w US oraz błędy wykonawstwa laboratoryjnego. Funkcjonalność kliniczna protezy polega na stworzeniu najdogodniejszych warunków bezurazowego oddziaływania sił żucia na podłoże oraz dostosowania jej do indywidualnych wymuszeń biomechanicznych. W wykonawstwie protez należy zapewnić gładkość warstwy wierzchniej, szczególnie bezpośrednio przylegającej do błony śluzowej oraz łagodne nie traumatyzujące obrzeże. Celem przeprowadzonych przeze mnie badań i analiz była ocena wybranych tworzyw akrylowych w zakresie odporności na zużycie i oporów ruchu w kontakcie ślizgowym w środowisku sztucznej śliny, zdolność do pochłaniania energii w próbach udarności oraz ocena wytrzymałości statycznej i odporności zmęczeniowej. Wyznaczone w tych samych warunkach parametry wytrzymałości statycznej, w tym wartości modułu sprężystości oraz wytrzymałości zmęczeniowej pozwalają na porównanie i wybór materiału, z którego można wytworzyć cieńsze płyty, bardziej sztywne i dobrze dopasowane do podłoża protetycznego, które będą odporne na zniszczenie pod wpływem cyklicznych obciążeń spowodowanych żuciem oraz wymuszeń przypadkowych związanych np. z zabiegami higienicznymi.

Ad. 4.

Tematyce tej poświęcono publikacje wyszczególnione w spisie prac oryginalnych w czasopismach znajdujących się w bazie JRC w poz. (wg zał. 3/II/A): 9; w spisie prac oryginalnych z poza bazy JCR w poz. (wg zał. 3/II/D): 6, 12, 25, 33 oraz wystąpienia na konferencjach naukowych wyszczególnione w spisie w poz. (wg zał. 3/II/K): 1, 6, 38.

Bardzo interesujące w mojej działalności naukowo eksperymentalnej były badania biomateriałów na konstrukcje stałe i stałych konstrukcji protetycznych wytwarzanych w nowych technologiach w systemie CAD/CAM. Ten obszar osiągnięć wiąże się z poszerzeniem

badania, które przedstawiłem w „osiągnięciu naukowym”. Te nowe technologie wytwarzania konstrukcji mają na celu dążenie do stosowania materiałów, które spełniają wysokie wymagania w zakresie biogodności, wytrzymałości i estetyki oraz zapewnienia dokładności odwzorowania kształtu opracowanych filarów i zasięgu konstrukcji. Tradycyjną technologią jest odlewanie metodą traconego wosku, a jej wadami jest skurcz odlewniczy, niedokładności mikrostruktury materiału i pracochłonne etapy realizacji konstrukcji. Współczesna stomatologia stosuje system CAD/CAM do projektowania kształtu i zasięgu konstrukcji protetycznych. Kontynuacją etapu projektowania jest wytworzenie zaplanowanej konstrukcji w urządzeniu, które jest sterowane przez odpowiednie informatyczne oprogramowanie. System wspomagania projektowania CAD może mieć różne systemy skanowania i trójwymiarowego zapisu danych. Przeprowadzone przeze mnie prace w tym obszarze wskazały, że możliwości programu CAD i czułość skanera to bardzo ważne czynniki w tej metodzie. System CAM, w zależności od realizowanej technologii wykorzystuje numerycznie sterowane programem urządzenia: do obróbki ubytkowej frezowaniem z certyfikowanych fabrycznych kształtek lub urządzenie laserowe do przyrostowego spiekania konstrukcji w kolejnych warstwach z proszków metali. Badałem stopy i konstrukcje ze stopów: Ti6Al4V, CoCrMo, CoCr wykonane w procedurach CAD/CAM. Wyzwaniem badawczym, które podjąłem w zrealizowanych pracach było porównanie mikrostruktury materiałów oraz morfologii warstwy wierzchniej w mikroskopii skaningowej, testy wytrzymałościowe na maszynach, w których wyznaczono charakterystyki statyczne i badania metodą nanoindentacji, w których wyznaczono mikrotwardość i moduł Younga oraz badania tribologiczne w sztucznej ślinie na testerze zużycia metodą trzech krążków. Analizy wskazują, że badane własności stopów, przy takich samych składach procentowych pierwiastków, uzależnione są od technologii ich wytworzenia. Wykazałem, że przyrostowe spiekanie laserowe z selektywnych proszków, w wyniku czego uzyskuje się konstrukcje ze stopów chromowo-kobaltowo-molibdenowych, chromowo-kobaltowych i tytanowych – w aspekcie struktury materiału i parametrów mechanicznych – jest nową technologią preferowaną do wykonawstwa konstrukcji nośnych dla stomatologii. Może ono stanowić alternatywę dla klasycznych metod opartych o tradycyjne odlewanie oraz metod CAD/CAM opartych o frezowanie. Technologia ta nie powoduje generowania strat materiału. Charakteryzuje się wysoką jakością powierzchni, z uwagi na bardzo cienkie warstwy przetapianego materiału, powtarzalnością kształtu budowanych elementów oraz wysoką dokładnością wymiarową w zakresie 0,02-0,1 mm.

Ad. 5.

Tematyce tej poświęcono publikacje wyszczególnione w spisie prac oryginalnych w czasopismach znajdujących się w bazie JRC w poz. (wg zał. 3/II/A): 7; w spisie prac oryginalnych z poza bazy JCR w poz. (wg zał. 3/II/D): 34, 36, 41 oraz wystąpienia na konferencjach naukowych wyszczególnione w spisie w poz. (wg zał. 3/II/K): 25, 27.

Dopełnieniem analiz właściwości biomateriałów były zrealizowane w moim zespole badania szkliwa zębów oraz rozkładu jego grubości w poszczególnych grupach zębowych. Celem badań szkliwa była analiza uwarunkowań, które decydują o jego odporności na zużycie. W warunkach fizjologicznych szkliwo jest tkanką niezwykle odporną na zużycie tribologiczne. Na podstawie przeprowadzonych badań i doświadczeń klinicznych można wnioskować o wielokierunkowym przystosowaniu szkliwa do pełnionych funkcji. Wskazują na to wykonane badania i analizy struktury szkliwa z charakterystycznym przebiegiem pryzmatów. Rozkład grubości szkliwa na koronach w poszczególnych grupach zębów świadczy o przystosowaniu ukształtowania tej tkanki do przejmowania obciążeń okluzyjnych. Wzrastające grubości szkliwa na powierzchniach żujących w kierunku dystalnym wskazują, że w warunkach większych nacisków wynikających z fizjologii narządu żucia, korony tych zębów mają lepsze przystosowanie do rozgniatania i rozcierania pokarmów. Zwiększenie grubości szkliwa w bruździe centralnej to również przystosowanie koron zębów bocznych do przenoszenia obciążeń powodujących zginanie i rozklinowywanie powierzchni żujących względem tej bruźdy. Wykonałem również badania stereometrii warstwy wierzchniej szkliwa z wykorzystaniem mikroskopii sił atomowych (AFM). Analiza statystyczna parametrów morfologicznych pozwoliła identyfikować obrazy o różnym zakresie skanowania, wyznaczyć parametry chropowatości na poziomie nano oraz różnicować struktury w sposób jakościowy i ilościowy. Zmiany chropowatości miały charakter okresowy o zbliżonych parametrach amplitudy, a częstotliwość była stała lub stanowiła wielokrotność parzystą. Taki regularny obraz warstwy wierzchniej będzie sprzyjał tworzeniu filmu smarnego ze śliny, a w kontakcie z zębem przeciwstawnym powstaną warunki do tworzenia nanoklinów smarnych, które mogą zapobiegać nadmiernemu zużyciu powierzchni okluzyjnych.

Badania parametrów mikromechanicznych z wykorzystaniem metody Olivier'a Pharra poprzez nanoindentację pozwoliły wyznaczyć twardość szkliwa oraz moduł sprężystości na

powierzchni koron zębów trzonowych dolnych. Na podstawie charakterystyk wytrzymałościowych i pomiarów ustalono, że twardość była zawarta w przedziale od 337,2 HV do 335,3 HV, a moduł sprężystości w przedziale od 95,8 GPa do 106,3 GPa.

Z uwagi na problemy zaopatrzenia klinicznego pacjentów z rozpoznaniem wrodzonego dziedzicznego schorzenia dentinogenesis imperfecta hereditaria (DI), porównano parametry wytrzymałościowe zębów z klinicznymi objawami DI oraz zębów prawidłowych. Na podstawie badań nanoindentacją ustalono, że zęby ze schorzeniem DI w porównaniu z zębami prawidłowymi miały 7 razy mniejszą twardość, która wynosiła od 48,4 HV do 49,7 HV oraz 6 razy mniejszą wartość modułu sprężystości wzdłużnej, który pozostawał w przedziale od 13,9 GPa do 20,1 GPa.

Ad. 6.

Tematyce tej poświęcono publikacje wyszczególnione w spisie prac oryginalnych w czasopismach znajdujących się w bazie JRC w poz. (wg zał. 3/II/A): 5; w spisie prac oryginalnych z poza bazy JCR w poz. (wg zał. 3/II/D): 11, 18, 22, 30, 32, 37, 40 oraz wystąpienia na konferencjach naukowych wyszczególnione w spisie w poz. (wg zał. 3/II/K): 17, 23, 26, 28.

W obszarze moich zainteresowań naukowych i prac klinicznych znalazła się analiza chirurgicznej i procedury, która ma na celu przygotowanie podłoża protetycznego w taki sposób, aby zapewniało prawidłową fiksację i stabilizację protezy. Na podstawie oceny klinicznej procesu gojenia wskazano zastosowanie lasera CO₂ jako metodę bardziej skuteczną od klasycznego wycięcia chirurgicznego w przedprotetycznej korekcie podłoża. Oddziaływanie lasera CO₂ na błonę śluzową jamy ustnej ma związek z jego powinowactwem do wody jako podstawowego absorbenta oraz fototermicznym mechanizmem działania. Fototermiczne efekty lasera CO₂ opierają się na nieselektywnej zasadzie działania, dzięki czemu uzyskuje się typowo chirurgiczne działanie. W zależności od głębokości penetracji światła laserowego występuje różny schemat gojenia błony śluzowej, ze względu na różną zdolność odnowy poszczególnych struktur składowych. Chociaż destrukcja tkanki przez laser jest spowodowana przez ciepło, rana wywołana tym laserem nie jest oparzeniem, ponieważ emitowane fotony są wykładniczo absorbowane przez wodę, a nie przekazują energii przez przewodzenie. W przypadku zabiegów chirurgicznych, które mają przygotować pacjenta do leczenia

protetycznego, ostateczny pozytywny efekt terapii zostaje osiągnięty, jeśli po zabiegu nie występuje proces bliznowacenia – a taki efekt obserwowano w badaniach retrospektywnych po zabiegach z użyciem metod klasycznych. Z przeprowadzonych klinicznych obserwacji korekty laserowej rozrostów błony śluzowej jamy ustnej (*stomatitis prothetica hyperplastica fibrosa*) wynika, że proces gojenia przebiega szybciej niż w przypadku stosowania tradycyjnego skalpela. Taką konkluzję potwierdzono na podstawie badań ukrwienia błony śluzowej jamy ustnej z zastosowaniem przepływowierza Dopplera oraz stabilizatora sondy pomiarowej własnej konstrukcji – u pacjentów leczonych w Oddziale Protetyki Stomatologicznej.

Ze względu na pozytywne efekty leczenia laserem CO₂, postanowiliśmy dodatkowo ocenić jego wpływ na twarde tkanki zęba, ponieważ w trakcie zabiegu może dojść do przypadkowego ich kontaktu z emitowanym promieniowaniem.

W badaniach mojego zespołu postawiliśmy sobie za cel ocenę wpływu promieniowania lasera CO₂ na twarde tkanki zęba. Działanie lasera na powierzchnię szkliwa powoduje deponowanie dużej energii w jego strukturze. Fizyczne zmiany powstają wskutek generowania i transmisji energii czyli fototermolizy. Stwierdzone w badaniach zmiany w morfologii szkliwa pod wpływem lasera CO₂, mogą znacząco wpłynąć na jego odporność na próchnicę. Przy niewielkich zmianach, nie odznaczających się, pozostających w strefie niewidocznej, ale umożliwiającej dobre oczyszczanie, zaleca się pozostawienie zmian strukturalnych z zaniechaniem inwazyjnych procedur leczniczych, jedynie okresowo deponując związki fluoru w miejscu uszkodzenia. Jednakże w większości przypadków, konieczna jest ingerencja lekarska. Nierówna powierzchnia, pęknięcia oraz obecność strefy zwęglenia, wiążą się z koniecznością opracowania powstałych ubytków z użyciem wiertła diamentowego, celem uzyskania odpowiedniej adhezji oraz szczelności brzeżnej wypełnienia.

W badaniach stwierdzono oddziaływanie lasera CO₂ na zębinę. Identyfikowano obecność kraterów, szczelin, fuzji, rekrytalizacji oraz zwęgleń w strukturze zębiny. Większa zawartość wody w zębinie niż w szkliwie, powoduje znaczny skurcz tkanki po zadziałaniu promieniowania lasera. Z klinicznego punktu widzenia taka struktura zębiny nie spełnia wymogów niezbędnych do uzyskania właściwej adhezji tkanki z systemami łączącymi materiałów kompozytowych. Laserowe defekty korony zęba powinny być traktowane jak ubytki niepróchnicowego pochodzenia, wymagające opracowania i wypełnienia materiałami złożonymi, zgodnie z obowiązującymi procedurami.

W kolejnych badaniach oceniono wpływ promieniowania lasera CO₂ na strukturę cementu korzeniowego i zębiny korzeniowej. W tkance korzeniowej występowały liczne szczeliny, pęknięcia, kratery bez względu na stosowaną moc i częstotliwość promieniowania. Analiza mikroskopowa oraz zmiany składu pierwiastkowego próbek, wskazują na konieczność leczenia zachowawczego defektów struktury powstałych pod wpływem promieniowania lasera CO₂. Pozostawienie ubytku z odsłoniętymi kanalikami zębinowymi może powodować nadwrażliwość zębiny lub rozwinięcie się zapalenia miazgi. Niezabezpieczona powierzchnia uszkodzonego cementu korzeniowego staje się niższą dla bakterii i potencjalną strefą dla procesu próchnicowego lub strefą zaburzenia równowagi bakteryjnej w szczelinie dziąsłowej. Autorzy badań uważają, że laserowe defekty w strefie korzeniowej należy opracować narzędziami rotacyjnymi, w celu wyrównania powierzchni i usunięcia zniszczonych tkanek. Materiałami o najlepszych właściwościach do wypełnień w rejonie korzenia zęba są cementy glosjonomerowe, które łączą się z tkanką na zasadzie chelacji.

Ad. 7.

Tematyce tej poświęcono publikacje wyszczególnione w spisie prac oryginalnych w czasopismach znajdujących się w bazie JRC w poz. (wg zał. 3/II/A): 8; w spisie prac oryginalnych z poza bazy JCR w poz. (wg zał. 3/II/D): 10, 11 oraz wystąpienia na konferencjach naukowych wyszczególnione w spisie w poz. (wg zał. 3/II/K): 7, 20, 22, 24.

Kolejny obszar moich zainteresowań naukowych, w powiązaniu z tematyką kliniczną, stanowią problemy pacjentów użytkujących protezy płytowe. Akrylowe protezy płytowe ze względów miejscowo – klinicznych, ale także ze względów ekonomicznych są stosowane nadal jako leczenie z wyboru. Użytkowanie protez płytowych, poprzez uciskowy kontakt z błoną śluzową, zmienia fizjologiczne warunki przenoszenia obciążeń oraz ogranicza funkcjonalne właściwości ślizu. Uzupełnienia te niejednokrotnie są jedynym rozwiązaniem u pacjentów z bardzo dużym ubytkiem struktur kostnych podłoża protetycznego. Aby zwiększyć możliwości prognostyczne co do oczekiwanych efektów leczenia u takich pacjentów, podjęliśmy badania opisane w publikacji. Uczestniczyłem także w pracach zespołu zajmującego się oceną powiązania pomiędzy infekcją *Helicobacter pylorii* u pacjentów stomatologicznych i lekarzy dentyków. Kolejne prace obejmowały analizę związku pomiędzy infekcją grzybiczą jamy ustnej pacjentów użytkujących protezy płytowe, a infekcją w dalszych odcinkach przewodu

pokarmowego. Dokonałiśmy oceny retrospektywnej wyników pięcioletniego stosowania procedury badania mykologicznego wszystkich pacjentów zgłaszających się do leczenia protetycznego pod kątem poziomu i rodzaju infekcji grzybiczej (*stomatitis prothetica mycotica*), wrażliwości na antybiotyki przeciwgrzybicze i związku pomiędzy stanem ogólnym chorych. Najbardziej zaawansowane nienowotworowe zmiany na błonie śluzowej jamy ustnej (u użytkowników protez płytowych akrylowych) przyjmują postać stomatopatii rozrostowej. Jedną z metod leczenia jest chirurgiczne usunięcie rozrostów z zastosowaniem lasera CO₂.

Ad. 8.

Tematyce tej poświęcono publikacje wyszczególnione w spisie prac oryginalnych w czasopismach znajdujących się w bazie JRC w poz. (wg zał. 3/II/A): 1, 3, 10, 11; w spisie prac oryginalnych z poza bazy JCR w poz. (wg zał. 3/II/D): 48, 49, 50, 51, 52 oraz wystąpienia na konferencjach naukowych wyszczególnione w spisie w poz. (wg zał. 3/II/K): 41, 43, 44, 45, 49, 50.

W moich pracach naukowo-badawczych w obszarze medycyny udało mi się wykorzystać informatykę i statystykę – wiedzę, która mnie fascynuje od wczesnej młodości i którą udało mi się poszerzyć w trakcie studiów na Wydziale Inżynierii Mechanicznej i Robotyki Akademii Górniczo – Hutniczej w Krakowie. Od wielu lat współpracuję z zespołem Pana profesora T. Przewłockiego, Pani profesor A. Kabłak – Ziembickiej z Kliniki Chorób Serca i Naczyń Instytutu Kardiologii UJ CM Szpitala Jana Pawła II w tworzeniu baz leczonych pacjentów, i statystycznej analizie chorób układu krążenia obejmującej diagnostykę, zastosowaną terapię oraz wyniki badań odległych. Analizy te zaprezentowano w wielu publikacjach, w których jestem współautorem.

Znajomość nowoczesnych metod statystycznych wykorzystywałem we wszystkich prowadzonych badaniach i analizach. Wiedzę z obszaru statystyki pogłębiałem na kursach organizowanych przez UJ CM.

Wiedzę informatyczną wykorzystałem do stworzenia autorskiego programu RyniewiczExams - www.ryniewicz.edu.pl, doskonalącego proces dydaktyczny. RyniewiczExams jest systemem on-line który pozwala na tworzenie, przechowywanie i zarządzanie zróżnicowanymi zestawami pytań egzaminacyjnych z zakresu stomatologii.

Umożliwia cały proces tworzenia zagadnień (edycję i podgląd), wieloetapowej recenzji, aż do opracowania końcowego (workflow). Program charakteryzuje się wielozadaniowością oraz wieloużytkownikowością (multitasking). Zawiera system powiadomień, recenzji i zwrotów, automatyczne generowanie wieloformatowych wydruków testów i list. Obejmuje autoryzację, kodowanie i szyfrowanie zarówno haseł, jak i danych w bazie. Ma możliwość obsługi wielu kont użytkowników o różnych uprawnieniach.

Strona WWW: www.ryniewicz.edu.pl

Hosting: www.webio.pl

Środowisko programistyczne: Microsoft Visual Studio 2017

Języki programowania: C# 7.3, CSHTML, SQL

Platforma uruchomieniowa: .Net Core 2.2

Baza Danych: MS SQL 2012 lub nowsza

Komunikacja z bazą danych: Entity Framework Core 2.0.3

System jest użytkowany w procesie dydaktycznym na I, II, IV i V roku studiów UJCM/OS.

6. WSPÓŁPRACA NAUKOWA

1. Współpraca międzynarodowa

- Department of Chemical and Biological Engineering, Division of Biopolymer Technology, Chalmers University Of Technology, Göteborg, Sweden – Paul Gatenholm, Professor,
- Oral prosthetics, Institute of Odontology, Brånemark Osseointegration Center, Göteborg, Sweden,
- Universitätsmedizin Mannheim, Unfallchirurgisches Zentrum, Fachabteilung, Orthopädie, Unfall-Chirurgie, Mannheim, Deutschland – Prof. Dr. med. Markus Schwarz, Prof. Dr. med. Hanns-Peter Scharf,

2. Współpraca międzyuczelniana

- Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki Akademii Górniczo – Hutniczej, w obszarach: *biomechaniki, bioinżynierii, wytrzymałości, biotribologii i biomateriałów* – z: prof. dr hab. inż. S. Pytko, prof. dr hab. inż. A. Ryniewicz, prof. dr hab. inż. J. Kowal, prof. dr hab. inż. M. Kot, prof. dr hab. inż. T. Machniewicz, prof. dr hab. inż. M. Skorupa, dr inż. T. Madej, mgr inż. Ł. Bojko
 - Wydział Metali Nieżelaznych Akademii Górniczo – Hutniczej, w obszarach: *analizy skaningowej, mikrostrukturalnej i wytrzymałościowej* – z: dr inż. P. Pałka, prof. dr hab. inż. G. Boczek, dr inż. M. Perek-Nowak,
 - Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki Akademii Górniczo – Hutniczej, w obszarze: *biomateriałów i materiałów warstwowych* – z: prof. dr hab. inż. A. Ślósarczyk, prof. dr hab. inż. S. Dalczyńska-Jonas,
 - Wydział Inżynierii Metali i Informatyki Przemysłowej Akademii Górniczo – Hutniczej, w obszarze: *krystalografii struktur* – z: dr hab. inż. J. Ryś,
 - Wydział Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Inżynierii Biomedycznej Akademii Górniczo – Hutniczej, w obszarze: *symulacji numerycznych i bioinżynierii* – z: prof. dr hab. inż. R. Tadeusiewicz, prof. dr hab. inż. J. Gajda,
 - Wydział Mechaniczny Politechniki Krakowskiej, w obszarach: *metrologii biomedycznej, modelowania numerycznego, analiz dokładności, metod laserowych i optycznych odwzorowania kształtu* – z: prof. dr hab. inż. A. Ryniewicz, prof. dr hab. inż. J. Śladek, prof. dr hab. inż. G. Milewski, prof. dr hab. inż. J. Gawlik, dr hab. inż. K. Ostrowska,
 - Zakład Radiologii i Diagnostyki Obrazowej Szpitala Jana Pawła II w obszarach: *diagnostyki obrazowej CT i MR oraz analizy obrazu* – z: mgr inż. R. P. Banyś,
- ### 3. Współpraca wewnątrzuczelniana
- Klinika Chorób Serca i Naczyń Instytutu Kardiologii UJ CM Szpitala Jana Pawła II w obszarze: *informatycznych systemów baz danych i statystyki medycznej* – z: prof. dr hab. n. med. T. Przewłocki, prof. dr hab. n. med. A. Kablak – Ziembicka, prof. dr hab. n. med. P. Podolec,

- Katedra Radiologii UJ CM
w obszarze: *analiz obrazu CT i MR* –
z: *prof. dr hab. n. med. A. Urbanik*,
- Oddział Kliniczny Pulmonologii Szpitala Uniwersyteckiego w Krakowie
w obszarze: *analizy obrazu bronchofiberoskopii z ultrasonografią* –
z: *dr hab. n. med. J. Soja, prof. dr hab. n. med. K. Śladek*,
- Katedra Anatomii UJ CM
w obszarze: *analiz struktur anatomicznych czaszki, twarzoczaszki i odcinka szyjnego kręgosłupa* –
z: *dr hab. n. med. J. Skrzat, prof. dr hab. n. med. J. Walocha*,
- Katedra Periodontologii i Klinicznej Patologii Jamy Ustnej UJ CM
w obszarze: *oceny struktur przyzębia w aspekcie analiz numerycznych* –
z: *prof. dr hab. n. med. M. Chomyszyn – Gajewska*,
- Katedra Stomatologii Zachowawczej z Endodoncją UJ CM
w obszarze: *analiz procedur endodontycznych oraz przygotowania próbek badawczych* –
z: *lek dent. M. Herman, prof. dr hab. n. med. J. Zarzecka*,
- Zakład Chirurgii Stomatologicznej UJ CM
w obszarze: *leczenia i postępowania chirurgicznego* –
z: *lek. dent. A. Bednarczyk, prof. dr hab. n. med. T. Kaczmarzyk*,
- Zakład Stomatologii Zintegrowanej UJ CM
w obszarze: *laseroterapii, leczenia chirurgicznego, diagnostyki stomatologicznej* –
z: *prof. dr hab. n. med. J. Pytko-Polończyk, dr n. med. J. Ryniewicz, dr n. med. P. Novak*,
- Katedra Ortodoncji UJ CM
w obszarze: *biomechaniki układu stomatognatycznego, wytrzymałości biomateriałów i tkanek*,
z: prof. S. Williams, *prof. dr hab. n. med. B. W. Loster, lek. dent. P. Pełka, lek. dent. M. Gibas-Stanek*,

7. KIEROWANIE MIĘDZYNARODOWYMI I KRAJOWYMI PROJEKTAMI

BADAWCZYMI ORAZ UDZIAŁ W TAKICH PROJEKTACH

1. Projekt badawczy KBN nr 7 T 07C 01217, temat: Analiza mechanizmu smarowania stawu biodrowego człowieka w aspekcie profilaktyki zmian artretycznych i optymalizacji rozwiązań materiałowych endoprotez, 2002, wykonawca,
2. Projekt badawczy KBN nr 5 T 07B 00124, temat: Analiza geometrii strefy współpracy biołożysk w aspekcie tribologii i choroby zwyrodnieniowej stawów oraz opracowanie teoretycznych podstaw do konstrukcji endoprotez, 2003 do 2006, wykonawca,
3. Projekt badawczy KBN nr 4083/B/T02/2008/34, temat: Analiza dokładności odwzorowania kształtu powierzchni roboczych biołożysk z zastosowaniem wzorców przestrzennych i modeli odwrotnych, 2008-2010, wykonawca,

4. Projekt badawczy promotorski N403 004 32/0213, temat: Modelowanie i optymalizacja konstrukcyjna mostów protetycznych w bocznym odcinku żuchwy, kierownik projektu,
5. Projekt badawczy WŁ/ZKL/109/L, temat: Komputerowe modelowanie stałych uzupełnień protetycznych w żuchwie, kierownik projektu,
6. Projekt badawczy Badania metodą elementów skończonych kształtu i struktury materiałowej koron protetycznych – 2013, kierownik projektu,
7. Projekt badawczy K/ZDS/005479, temat: Optymalizacja długości części korzeniowej wkładów koronowo – korzeniowych na podstawie badań wytrzymałościowych – 2014 – 2016, kierownik projektu,
8. Projekt badawczy K/ZDS/006974, temat: Optymalizacja konstrukcyjno – materiałowa koron protetycznych – 2017 – 2019, kierownik projektu,

8. MIĘDZYNARODOWE I KRAJOWE NAGRODY ZA DZIAŁALNOŚĆ NAUKOWĄ

1. Pierwsza nagroda za pracę: „Badanie wkładów koronowo - korzeniowych w złożonym stanie obciążenia zęba”, III Protetyczna Konferencja Studenckich Kół Naukowych organizowana przez Studenckie Koło Naukowe przy Katedrze Protetyki Stomatologicznej CMUJ, Kraków, 5 kwiecień 1997,
2. Trzecia nagroda za pracę: „Tribologiczne aspekty stosowania materiałów stomatologicznych do licowania protez stałych”, III Protetyczna Konferencja Studenckich Kół Naukowych organizowana przez Studenckie Koło Naukowe przy Katedrze Protetyki Stomatologicznej CMUJ, Kraków, 5 kwiecień 1997,
3. Nagroda i dyplom uznania za prace dla Krakowskiego Oddziału Uczestników Powstania Warszawskiego, 2003 r, przyznana przez Krakowski Oddział Uczestników Powstania Warszawskiego za informatyczną pomoc przy poszukiwaniu, rejestracji i opracowywaniu pamiątek po lotnikach niosących pomoc Powstańcom Warszawskim.
4. Puchar Prorektora ds. Collegium Medicum za zajęcie I miejsca w XVI Zawodach w Narciarstwie Alpejskim, 28.02.2009,
5. Medal brązowy za długoletnią służbę, nr 441-2016-155, 16.09.2016 r, Prezydent Rzeczypospolitej Polskiej A. Duda, za całokształt pracy naukowo-dydaktycznej,
6. Wyróżnienie za przedstawiony w roku 2016 referat naukowy: „Współczesne zasady odbudowy protetycznej zębów leczonych endodontycznie”, 11.02.2017 r, Polskie Towarzystwo Stomatologiczne, Oddział w Krakowie,
7. Wyróżnienie za przedstawiony w roku 2018 referat naukowy: „Jak diagnozować i leczyć stomatopatie protetyczne”, 2.02.2019 r, Polskie Towarzystwo Stomatologiczne, Oddział w Krakowie.

9. OSIĄGNIĘCIA DYDAKTYCZNE I W ZAKRESIE POPULARYZACJI NAUKI

1. Instrukcje do informatycznego systemu obsługi w czasie komputeryzacji Instytutu Stomatologii.
2. Programy komputerowe do transmisji danych badawczych z tomografii komputerowej do programów metody elementów skończonych.
3. Oprzyrządowanie stanowiska badawczego do wykonywania testów tribologicznych i wytrzymałościowych materiałów stomatologicznych.
4. Przygotowywanie egzaminów testowych.
5. Opracowanie konspektów do ćwiczeń i seminariów.
6. Przygotowanie pokazu multimedialnego z rzutowania prostokątnego i izometrycznego dla studentów I roku WL/OS,
7. Przygotowanie egzaminu praktycznego z Materiałoznawstwa i sprzętu stomatologicznego - dla studentów I roku WL/OS,
8. Przygotowanie egzaminów testowych dla I i II roku WL/OS,
9. Przygotowanie zaliczeń typu pytań otwartych dla studentów dla roku IV WL/OS,
10. Przygotowanie egzaminów testowych dla roku IV i V z przedmiotu Protetyka stomatologiczna oraz IV roku studentów Szkoły Medycznej dla Obcokrajowców z przedmiotu Protetyka stomatologiczna.
11. Przygotowanie i prowadzenie wykładów z Materiałoznawstwa i sprzętu stomatologicznego dla studentów na roku I i II WL/OS,
12. Aplikacja stanowiska badawczego (maszyny wytrzymałościowej Instron 3345) do wykonywania testów wytrzymałościowych gipsów stomatologicznych dla studentów roku I i II WL/OS,
13. Prowadzenie ćwiczeń dla studentów Szkoły Medycznej dla Obcokrajowców.
14. Przygotowanie, realizacja, montaż filmów dydaktycznych obejmujących laboratoryjne wykonawstwo protez całkowitych (18 części):
 - cz. 1 - wykonawstwo łyżek wyciskowych indywidualnych,
 - cz. 2 - wykonawstwo wzorników protetycznych,
 - cz. 3 - wykonawstwo modeli roboczych,
 - cz. 4 - artykulacja modeli,
 - cz. 5-15 - ustawianie zębów sztucznych w protezach (11 części),
 - cz. 16 - puszkowanie protez,
 - cz. 17 - wyparzanie wosku, upychanie akrylu,
 - cz. 18 - obróbka, polerowanie protez akrylowych.
15. Przygotowanie, realizacja, montaż filmów dydaktycznych obejmujących kliniczne opracowanie zęba i laboratoryjne wykonawstwo wkładów koronowo – korzeniowych metodą bezpośrednią z tworzywa szybkopilomeryzującego (13 części):
 - cz. 1. - Korekta długości korony klinicznej,
 - cz. 2. - Kontrola długości części korzeniowej wkładu koronowo - korzeniowego,

- cz. 3. - Wstępne opracowanie kanału korzeniowego,
 - cz. 4. - Opracowanie powierzchni nośnej
 - cz. 5. - Poszerzenie i końcowe opracowanie kanału korzeniowego,
 - cz. 6. - Nadanie kształtu owalnego powierzchni nośnej i/lub ujściu kanału korzeniowego,
 - cz. 7. - Opracowanie stopnia pełnego rozwartego celem przygotowania pod przyszlą koronę,
 - cz. 8. - Kontrola długości i obcięcie pinu,
 - cz. 9. - Izolacja kanału korzeniowego,
 - cz. 10. - Wymodelowanie części korzeniowej wkładu,
 - cz. 11. - Odtłuszczenie monomerem części koronowej wkładu koronowo - korzeniowego,
 - cz. 12. - Ponowne wprowadzenie wkładu i modelowanie części koronowej, polimeryzacja,
 - cz. 13. - Szlifowanie części koronowej wkładu koronowo korzeniowego pod koronę protetyczną.
16. Opracowanie i realizacja bazy opisowych pytań kolokwialnych wraz z kluczami odpowiedzi w programie MS Access dla IV roku WL/OS.
17. Opracowanie autorskiego komputerowego programu dydaktycznego „Ryniewicz Exams”. Przygotowanie podstaw teoretycznych, realizacja oprogramowania, testowanie oraz wprowadzenie do użytkowania wielozadaniowego systemu do obsługi kolokwialnych i egzaminacyjnych pytań testowych oraz zautomatyzowanego generowania testów. System umożliwia edycję i podgląd treści, automatyzację powiadomień, recenzje, zwroty, wieloformatowość wydruków testów i list, szyfrowanie danych w bazie, wiele kont użytkowników o różnych uprawnieniach, kodowanie i szyfrowanie haseł (www.ryniewicz.edu.pl). System jest użytkowany w procesie dydaktycznym na I, II, IV i V roku studiów UJCM/OS.

10. OPIEKA NAUKOWA NAD STUDENTAMI

I LEKARZAMI W TOKU SPECJALIZACJI

1. Zajęcia dydaktyczne za studentami kierunku Lekarsko Dentystycznego UJ CM

Zajęcia fantomowe z Protetyki przedklinicznej ze studentami roku III w latach: 1999/2000, 2000/2001, 2001/2002, 2002/2003, 2003/2004, 2004/2005, 2005/2006.

Zajęcia kliniczne z przedmiotu Protetyka stomatologiczna ze studentami roku IV w latach: 2005/2006, 2006/2007, 2007/2008, 2008/2009, 2009/2010, 2010/2011, 2011/2012, 2012/2013, 2013/2014, 2014/2015, 2015/2016, 2016/2017, 2017/2018, 2018/2019, 2019/2020.

Zajęcia kliniczne z przedmiotu Protetyka stomatologiczna ze studentami roku V w latach: 2000/2001, 2001/2002, 2002/2003, 2003/2004, 2004/2005, 2005/2006, 2006/2007, 2007/2008, 2008/2009, 2009/2010, 2010/2011, 2011/2012, 2012/2013, 2013/2014, 2014/2015, 2015/2016, 2016/2017, 2017/2018, 2018/2019, 2019/2020.

Wykłady z przedmiotu Materiałoznawstwo i sprzęt stomatologiczny ze studentami roku I w latach: 2017/2018, 2018/2019, 2019/2020.

Wykłady z przedmiotu Materiałoznawstwo i sprzęt stomatologiczny ze studentami roku II w latach: 2017/2018, 2018/2019, 2019/2020.

2. Zajęcia anglojęzyczne ze studentami Szkoły Medycznej dla obcokrajowców UJ CM
Ćwiczenia kliniczne ze studentami roku IV z przedmiotu „Prosthodontics” 1/2 w latach: 2014/2015, 2015/2016, 2016/2017, 2017/2018, 2018/2019.
3. Szkolenie specjalizacyjne w dziedzinie Protetyka stomatologiczna
Kierowanie stażem specjalizacyjnym w latach: 2014-2018 – 2 lekarzy.
Kierowanie stażem kierunkowym w latach: 2012 - 9 lekarzy.
4. Prowadzenie kursów wymaganych do realizacji specjalizacji w dziedzinie Protetyka stomatologiczna
Kurs wprowadzający pt. „Teoretyczne podstawy klinicznej protetyki stomatologicznej i technologii materiałów stosowanych w protetyce stomatologicznej” w latach: 2008, 2009, 2011, 2013.
„Leczenie protetyczne z zastosowaniem protez stałych” w latach: 2008, 2009, 2011, 2013, 2014, 2015.
5. Opieka nad wykonaniem badań i realizacja prac naukowych w ramach Studenckiego Koła Naukowego Katedry Protetyki IS CM UJ

11. RECENZOWANIE PUBLIKACJI W CZASOPISMACH MIĘDZYNARODOWYCH I KRAJOWYCH

1. Journal of Stomatology – 7 recenzji,
2. Methods of Applied Sciences – 2 recenzje,
3. Measurement (Journal of the International Measurement Confederation) – 2 recenzje,
4. Biocybernetics and Biomedical Engineering – 1 recenzja,
5. Acta of Bioengineering and Biomechanics – 3 recenzje,
6. Tribologia – 4 recenzje,

12. UDZIAŁ W KOMITETACH ORGANIZACYJNYCH MIĘDZYNARODOWYCH I KRAJOWYCH KONFERENCJI NAUKOWYCH

1. Międzynarodowy Kongres Implantologii OSIS, Kraków 2002, (członek komitetu organizacyjnego),
2. XI Sympozjum Stomatologiczne, Zakopane 2002, „Współczesna praktyka stomatologiczna”, (członek komitetu organizacyjnego),

3. XII Wielospecjalistycznym Sympozjum Lekarzy Stomatologów, Zakopane 25.09.2003, (członek komitetu organizacyjnego),
4. XIII Naukowo – Szkoleniowe Sympozjum Lekarzy Stomatologów, Zakopane 2004, (organizator sesji tematycznej),
5. XIV Naukowo – Szkoleniowe Sympozjum Lekarzy Stomatologów, Zakopane 2005, (organizator sesji tematycznej),
6. XV Naukowo – Szkoleniowe Sympozjum Lekarzy Stomatologów, Zakopane 2006, (organizator sesji tematycznej),
7. Implantologiczne Sympozjum Inauguracyjne CEIA 2005, Otwarcie Central European Implant Academy - Środkowo-Europejskiej Akademii Implantologii, (członek komitetu organizacyjnego),
8. Sympozjum Central European Implant Academy, Kraków 2006, (członek komitetu organizacyjnego),
9. 32nd ADEE Ethics and Blended Learning in Dental Education, Cracow 2006, (członek komitetu organizacyjnego),
10. XVI Naukowo – Szkoleniowe Sympozjum Lekarzy Stomatologów, Kraków 2007, (organizator sesji tematycznej),
11. XVII Naukowo – Szkoleniowe Sympozjum Lekarzy Stomatologów, Zakopane 2008, (sekretarz komitetu organizacyjnego, organizator sesji tematycznej),
12. III Sympozjum CEIA 23-25 listopada 2007 r, (członek komitetu organizacyjnego),
13. IV Sympozjum CEIA 21-23 listopada 2008 r, (członek komitetu organizacyjnego),
14. V Jubileuszowe Sympozjum Środkowoeuropejskiej Akademii Implantologii (CEIA) w Krakowie pod patronatem Instytutu Stomatologii Uniwersytetu Jagiellońskiego, 23 października 2009 roku w Krakowie, (członek komitetu organizacyjnego),
15. VI Sympozjum CEIA 3-4 grudnia 2010, (członek komitetu organizacyjnego),
16. 28-29 października 2011 – Kraków, VII Sympozjum Środkowoeuropejskiej Akademii Implantologii (CEiA) XI Kongres Stomatologów Polskich, Wrocław 2009, (członek komitetu organizacyjnego),
17. XVIII Naukowo–Szkoleniowe Sympozjum Lekarzy Stomatologów, Zakopane 2009, (sekretarz komitetu organizacyjnego, organizator sesji tematycznej),
18. XIX Naukowo–Szkoleniowe Sympozjum Lekarzy Stomatologów, Zakopane 2010, (organizator sesji tematycznej),
19. XX Naukowo–Szkoleniowe Sympozjum Lekarzy Stomatologów, Zakopane 2011, (sekretarz komitetu organizacyjnego, organizator sesji tematycznej),
20. XXIX Konferencja Naukowo-Szkoleniowa Sekcji Protetyki PTS, Zakopane 2011, (sekretarz komitetu organizacyjnego, organizator sesji tematycznej),
21. XXI Naukowo-Szkoleniowe Sympozjum Lekarzy Stomatologów Zakopane 2012, (sekretarz komitetu organizacyjnego, organizator sesji tematycznej),
22. Orthodontic Festival of Function at Jagiellonian University, 20th January, Kraków 2012, (członek komitetu organizacyjnego),

23. XXII Naukowo-Szkoleniowe Sympozjum Lekarzy Stomatologów Zakopane 2013, (sekretarz komitetu organizacyjnego, organizator sesji tematycznej),
24. XII Kongres Stomatologów Polskich, 12 kwietnia 2014 „Wszyscy jesteśmy połączeni. Stomatologia wobec wymagań współczesnej medycyny”, (członek komitetu organizacyjnego),

13. INNE OSIĄGNIĘCIA

1. Prace organizacyjne dla Krakowskiego Oddziału Uczestników Powstania Warszawskiego, 2003,
2. Działalność organizacyjna i naukowa na rzecz Miasta Krakowa i Bazyliki Mariackiej w Krakowie (2005-2009):
 - Opracowanie dokumentacji cyfrowej badań archeologicznych prowadzonych pod płytą Rynku Krakowskiego we współpracy z Zakładem Radiologii i Diagnostyki Obrazowej Szpitala Jana Pawła II (2005-2006),
 - Ocena wieku zmarłych z wczesno średniowiecznych grobów pod płytą Rynku Krakowskiego na podstawie tomografii komputerowej i analiz uzębienia (2005-2007),
 - Udział w organizacji wystawy dokumentującej prace archeologiczne Rynku Głównego w Krakowie – Ratusz na Rynku Głównym Krakowski (15.05-11.06.2006),
 - Ryniewicz W., Ryniewicz A., Ryniewicz A. M., Banyś P., Pasowicz M., Guzik P.: Rejestracja i wirtualna rekonstrukcja zachowanych kości ludzi sprzed tysiąca lat odkrytych na cmentarzysku pod płytą obecnego Rynku Krakowskiego – prace badawcze, modelowanie komputerowe oraz prezentację filmową na wystawę „Badania archeologiczne Rynku Głównego w Krakowie”, Kraków, 15 V – 11 VI 2006,
 - Wykonanie badań tomograficznych i opracowanie dokumentacji relikwii św. Teodora, w celu przeprowadzenia dowodu męczeńskiej śmierci przez ukamienowanie (15.12.2009).
3. Obrazowanie i analiza geometryczna ekshumowanej czaszki gen. Władysława Sikorskiego we współpracy z Laboratorium Metrologii Współrzędnościowej Politechniki Krakowskiej i Zakładem Radiologii Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego, 25.11.2008,

14. REKOMENDACJA I POPARCIE

Całokształt działalności w obszarze naukowo – badawczym, dydaktycznym, klinicznym i organizacyjnym posiada rekomendację Kolegium Dziekańskiego Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum oraz poparcie Rady Instytutu Stomatologii Uniwersytetu Jagiellońskiego Collegium Medicum.

